



Déficience unilatérale et adaptation de la fonction posturale. Rôle de chacun des appuis dans le maintien de l'équilibre debout.

Nicolas Genthon

► To cite this version:

Nicolas Genthon. Déficience unilatérale et adaptation de la fonction posturale. Rôle de chacun des appuis dans le maintien de l'équilibre debout.. Sciences du Vivant [q-bio]. Université de Savoie, 2006. Français. NNT: . tel-00084516

HAL Id: tel-00084516

<https://theses.hal.science/tel-00084516>

Submitted on 7 Jul 2006

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



UFR Centre interdisciplinaire des sciences de la montagne
Laboratoire de modélisation des activités sportives

THESE

Pour l'obtention du grade de docteur de l'université de Savoie
Discipline : Sciences et techniques des activités physiques et sportives

Présentée et soutenue publiquement le 29 juin 2006

Par

Nicolas GENTHON

Déficienciae unilatérale et adaptation de la fonction posturale.

Rôle de chacun des appuis dans le maintien de la station debout.

JURY

Jacques Duysens	PU	Université de Nimègue	Rapporteur
Philippe Thoumie	PUPH	Université P M Curie	Rapporteur
Yves Eberhard	PU	Université J Fourier	Président du jury
Dominic Pérennou	PUPH	Université de Bourgogne	Membre du jury
Patrice Rougier	PU	Université de Savoie	Directeur de thèse
Eric Bouvat	Médecin	CHU Grenoble	Invité

Remerciements

Merci aux membres du jury d'avoir accepté d'évaluer ce travail. C'est un honneur que vous me faites, j'en suis particulièrement touché.

Un remerciement tout particulier à Patrice ROUGIER, qui a suivi mes travaux depuis leurs débuts. Il a su me lancer dans la voie de la recherche et m'a encadré tout du long de mes travaux menés en Maîtrise, DEA et Thèse. Merci, pour le temps et le nombre conséquent de conseils qu'il a su me donner. Sans lui, rien n'aurait été possible.

Je ne peux remercier que très chaleureusement Dominic PERENNOU, qui a co-dirigé mes travaux de DEA et suivi de plus ou moins loin au cours de la thèse. Je le remercie pour sa rigueur et toutes les connaissances cliniques, méthodologiques et scientifiques qu'il a su me communiquer.

Un remerciement tout particulier aux équipes médicales avec lesquelles nous avons collaboré. Je remercie tout particulièrement le Dr Pierre DECAVEL (Rééducation neurologique, CHU Dijon), le Dr Eric BOUVAT (Médecine du sport, CHU Grenoble), le Dr Jean-Jacques BANIHACHEMI (Urgences, CHU Grenoble) et le Dr Jérôme FROJET (Rééducation neurologique, CHU Nîmes). Ils m'ont permis de m'intégrer sereinement au sein des équipes cliniques, et ont participé activement aux protocoles menés. Ce travail n'aurait pu être mené à son terme sans leurs interventions.

Merci à Jacques BERGEAU. Ton regard de kinésithérapeute, ta disponibilité pour les mesures ainsi que ta bonne humeur m'ont permis d'avancer plus aisément dans cette voie.

Je remercie très chaleureusement Aldjia ABDELLAOUI, Elizabeth REYNET et Karine SERLIN, toutes trois étudiantes en IUP Sport Santé et Kinésithérapie de Grenoble, pour leur aide indispensable dans l'inclusion des patients victimes d'une entorse de la cheville. Sans votre présence sur le site (parfois tardive), les mesures n'auraient pu se faire.

Merci à Nicolas VUILLERME pour toutes les discussions constructives que nous avons pu avoir.

Merci à l'ensemble des équipes cliniques (Internes, kinésithérapeutes, ergothérapeutes, infirmières, secrétaires) des services de rééducation neurologique des CHU de Nîmes et de Dijon, du service des urgences du CHU de Grenoble sud. Je les remercie pour leur accueil mais aussi pour leur participation active aux protocoles. Ils m'ont assisté dans le recrutement ainsi que dans l'encadrement des patients. Je les remercie pour leur gentillesse, leur disponibilité à mon égard ainsi que pour leurs conseils cliniques avisés.

Merci aux 86 sujets sains, 25 patients victimes d'un AVC et 30 patients victimes d'une entorse d'avoir participé aux protocoles expérimentaux mis en place au cours de mes travaux de recherche. Vous avez su m'offrir un peu de votre temps au cours d'une période de votre vie qui n'était pas forcément la plus simple et la plus heureuse. Vous méritez un profond respect et de très sincères remerciements.

Merci, à l'ensemble de l'équipe du département STAPS de l'université de Savoie. Travailler à vos côtés fut enrichissant et réjouissant. Je voudrais remercier tout particulièrement Raphaël ZORY et Nicolas HORVAIS tous deux inscrits en thèse. Emmenés dans le même bateau, nous avons su nous soutenir et rester unis malgré les difficultés. Pour cela, je dois vous remercier.

Un clin d'œil tout particulier à Patricia COULIE, secrétaire au département STAPS de l'université de Savoie. Ta « bonne bouille » et ton sourire ont su me redonner la forme quand elle n'était plus là. Merci pour tout.

Merci à Delphine CALLY, Séverine TALLON et Mathilde DEMORY pour la relecture du français et de l'orthographe. C'est un de mes gros points faibles, sans vous mon manuscrit aurait risqué d'être tacheté de multiples petites erreurs.

Merci à tout ceux qui ont su supporter mes fatigues et crises au cours de ces trois dernières années. La route du doctorat est longue et sinueuse, je n'ai pas toujours su la gérer sereinement, pardonnez mes dérapages.

Merci à tous mes amis. Malgré le manque de nouvelles, vous êtes toujours là aujourd'hui. Pour cela, je me dois de tous vous remercier. Vous êtes nombreux et par peur d'oublier quelqu'un, je ne vous citerai pas tous, mais ici je pense que vous vous reconnaîtrez.

Table des matières

Chapitre 1 : Cadre théorique

I. Introduction : les fonctions de la posture.....	10
II. Le contrôle postural : approche neurosensorielle	12
II.1. Introduction	12
II.2. Rôle des afférences sensorielles dans le maintien postural	12
II.2.a. Les afférences somesthésiques	12
II.2.b. Les afférences visuelles	14
II.2.c. Les afférences vestibulaires	15
II.2.d. Les afférences auditives.....	15
II.3. Activité réflexe et régulation de la posture	16
II.4. Intégration corticale et cérébelleuse de la posture.....	17
III. Le contrôle postural : approche neuro-comportementale	18
III.1. Les théories du contrôle de l'équilibre	18
III.2. Les variables contrôlées	20
III.3. Le modèle de Massion.....	21
IV. Le contrôle postural : approche biomécanique	22
IV.1. Description générale.....	22
IV.2. Le modèle du pendule inversé.....	23
IV.3. Les stratégies de contrôle de l'équilibre.....	26
V. Asymétries et maintien de l'équilibre debout.....	28
V.1 Les asymétries fonctionnelles	28
V.2 Déficiência unilatérale et maintien de l'équilibre debout.....	29
V.3 Effet d'une asymétrie de répartition de poids sur le contrôle postural	30

Chapitre 2 : Problématique, Matériels et méthodes

Problématique	32
Matériel et méthodes	34
I. Introduction : L'évaluation cinétique du contrôle postural	34
II. Les trajectoires étudiées.....	36
II.1. Matériel d'acquisition.....	36
II.2. Les centres de pression droit, gauche et résultant.....	37
II.2.a. Méthodes de calcul	37
II.2.b. Signification fonctionnelle.....	38
II.3. Le centre de gravité	40
II.3.a. Définition générale, pré requis et validation du modèle de Brenière (1996)	40
II.3.b. Définition mathématique du modèle de Brenière (1996).....	41
II.3.c. Utilisation du modèle de Brenière (1996).....	42
II.3.d. Signification fonctionnelle.....	43
II.4. La différence $CP_{Res}-CG_h$	43
II.4.a. Méthode de calcul.....	43
II.4.b. Signification fonctionnelle.....	43
III. Les paramètres utilisés.....	44
III.1. L'analyse stabilométrique du contrôle postural utilise une pluralité de paramètres	44

III.2. Choix des paramètres	46
III.3. Paramètres caractéristiques de l'orientation posturale	47
III.3.a. Les positions moyennes	47
III.3.b. La répartition de poids corporel sur les appuis	47
III.3.c. Significations fonctionnelles des paramètres	47
III.4. Paramètres caractéristiques de la stabilisation posturale.....	48
III.4.a. Caractérisation spatio-temporelle des trajectoires : l'analyse fréquentielle	48
III.4.b. Etude des stratégies de contrôle des appuis plantaires : l'analyse des fonctions d'inter-corrélation	51
IV. Résumé des paramètres utilisés	52

Chapitre 3 : Description des cas cliniques

Cas particulier 1 : contrôle postural après accident vasculaire cérébral..... 55

I. Patients et sujets.....	57
II. Protocole expérimental	58
II.1. Consigne particulière donnée aux sujets sains	59
II.2. Traitement statistique.....	59
III. Résultats	60
III.1. Effets de l'AVC sur l'orientation posturale	60
III.1.a. Mise en charge de l'appui lésé	60
III.1.b. Positions moyennes des CP plantaires lésé et sain.....	60
III.2. Effets de l'AVC sur la stabilisation posturale.....	61
III.2.a. Caractéristiques des trajectoires des CP plantaires	61
III.2.b. Caractéristiques des trajectoires de la différence CP _{Res} -CG et du CG	63
III.3. Relations entre caractéristiques cliniques et comportement postural	64
IV. Discussion	66
IV.1. La jambe « saine » est très fortement impliquée dans l'instabilité posturale.....	66
IV.2. L'asymétrie posturale des patients ne se limite pas à une asymétrie de la répartition de poids corporel sur les appuis.....	67
IV.3. Conséquences des déficiences plantaires sur le contrôle postural résultant.....	68
IV.4. Relations entre caractéristiques posturales et déficiences cliniques	69
IV.5. Relations entre caractéristiques posturales et déficiences fonctionnelles	70
V. Conclusion	70

Cas particulier 2 : contrôle postural après entorse du ligament collatéral latéral de la cheville 71

I. Patients et sujets.....	73
II. Protocole expérimental	75
II.1. Consignes particulières données aux sujets sains	75
II.2. Evaluation des patients	76
II.3. Traitement statistique.....	76
III. Résultats	77
III.1. Effet de l'entorse sur l'orientation posturale.....	77
III.1.a. Mise en charge de l'appui lésé	77
III.1.b. Positions moyennes du CG et des CP plantaires lésé et sain	77
III.2. Effets de l'entorse sur la stabilisation posturale.....	78

III.2.a. Caractéristiques des trajectoires des CP plantaires	78
III.2.b. Caractéristiques des trajectoires de la différence CP _{Res} -CG et du CG	80
III.3. Impact des caractéristiques de l'entorse sur le comportement postural	81
III.4. Evolution du comportement postural avec le temps	82
IV. Discussion	83
IV.1. L'entorse de cheville induit une asymétrie posturale	83
IV.2. Conséquences des déficiences plantaires sur le contrôle postural résultant	85
IV.3. Evolution des caractéristiques posturales des patients victimes d'une entorse	85
V. Conclusion	86
Cas particulier 3 : Effet du port d'une orthèse de cheville sur le contrôle postural	87
I. Patients et sujets	89
II. Protocole expérimental	89
<i>Traitement statistique</i>	90
III. Résultats	90
III.1. Effets du port de l'orthèse sur l'orientation posturale	90
III.1.a. Mise en charge de l'appui lésé	90
III.1.b. Positions moyennes du CG et des CP plantaires lésé et sain	91
III.2. Effets du port de l'orthèse sur la stabilisation posturale	92
III.2.a. Caractéristiques des trajectoires des CP plantaires	92
III.2.b. Caractéristiques des trajectoires de la différence CP _{Res} -CG et du CG	93
III.3. Evolution des effets du port de l'orthèse au cours du temps	94
IV. Discussion	95
IV.1. Effets du port de l'orthèse sur le maintien postural	96
IV.2. Effets mécanique et sensoriel du port d'une orthèse de cheville	98
IV.3. Evolution des effets du port de l'orthèse au cours du temps	99
V. Conclusion	99
 <u>Chapitre 4 : Analyse biomécanique du maintien de l'équilibre debout</u>	
Déficience unilatérale et stratégies de contrôle des appuis plantaires	101
I. Patients et sujets	103
II. Protocole expérimental	104
III. Traitement des données	105
<i>Traitement statistique</i>	106
IV. Résultats	106
IV.1. Caractéristiques des fonctions d'inter-corrélation	106
IV.2. Effets de la resynchronisation des trajectoires des CP plantaires	108
IV.2.a. Contrôle de la synchronisation	108
IV.2.b. Description des effets	108
V. Discussion	109
V.1. Déficience unilatérale et modulation des stratégies de contrôle des CP plantaires	109
V.2. Conséquences biomécaniques d'une modulation des stratégies de contrôle des trajectoires des CP plantaires	111

V.3. Désynchronisation et rééducation	111
VI. Conclusion	112
Rôle de chacun des appuis dans le maintien de l'équilibre debout.....	113
I. Patients et sujets.....	115
II. Protocole expérimental	115
III. Traitement des données	115
IV. Résultats.....	116
IV.1. Relations entre la mise en charge des appuis et positions du CG	116
IV.2. Relation entre la mise en charge des appuis et la stabilisation posturale.....	116
IV.3. Relations entre trajectoires élémentaires et mouvements résultant.....	117
V. Discussion.....	119
V.1. Effet d'une perturbation de l'orientation latérale sur le contrôle postural.....	119
V.2. L'évaluation d'un trouble de l'orientation latérale.....	120
V.3. Les stratégies mises en œuvre dans le contrôle de l'équilibre.....	120
VI. Conclusion	121

Chapitre 5 : Discussion générale

I. Déficience unilatérale et adaptation de la fonction posturale.....	124
I.1. Déficience unilatérale et modulation de l'orientation posturale.....	124
I.2. Déficience unilatérale et modulation de la stabilisation posturale	125
I.2.a. Modulations de l'intervention de chacun des appuis dans le maintien de l'équilibre	126
I.2.b. Modulations des stratégies de contrôle des appuis	128
I.2.c. Modulation de l'influence de chacun des appuis sur le contrôle de l'équilibre	129
I.2.d. Conséquences sur la stabilisation posturale	130
I.3. Ouverture : Cas particulier de sujets amputés	131
I.4. Synthèse : maintien postural et déficience unilatérale	131
I.4.a. Orientation et équilibration sont deux composantes qui semblent être intimement liées	131
I.4.b. Application du modèle de Massion (1994) pour la compréhension de la station debout de sujets soumis à une contrainte unilatérale	132
II. Stratégies de maintien de l'équilibre debout	134

Conclusions et perspectives

Bibliographie

Valorisation de la thèse

Résumé des communications scientifiques	151
I. Articles publiés, soumis ou en préparation.....	152
II. Résumés publiés	153
III. Communications orales.....	153
IV. Communications sous forme de posters	154
V. Prix.....	154

Glossaire

ANOVA	Analyse de variance
AVC	Accident vasculaire cérébral
Axe ML	Axe Médio-latéral
Axe AP	Axe Antéropostérieur
CG	Centre de gravité
CG _h	Projection horizontale du centre de gravité
CP	Centre de pression
CP _{droit}	Centre de pression du pied droit
CP _{gauche}	Centre de pression du pied gauche
CP _{lésé}	Centre de pression du pied lésé
CP _{sain}	Centre de pression du pied sain
CP _{Res}	Centre de pression résultant
CP _{Res} -CG	Différence centre de pression résultant et centre de gravité
EVA	Echelle visuelle analogique
FPM	Fréquence moyenne
MIF	Mesure de l'indépendance fonctionnelle
PASS	Postural Assessment scale for stroke patients
RA	Rapport d'allongement
R _d	Forces de réaction enregistrées sous le pied droit
R _g	Forces de réaction enregistrées sous le pied gauche
RMS	Roots mean square ou racine des moindres carrés
SNC	Système nerveux central
trF	Transformée rapide de Fourier
trF _i	Transformées rapide de Fourier inverse

Chapitre 1 : Cadre théorique

I. Introduction : les fonctions de la posture

Paillard (1976) a défini la posture comme « *la position de l'ensemble des segments à un instant précis* ». Selon le dictionnaire (Source : laboratoire d'analyse et de traitement informatique de la langue française), la posture est définie ainsi : « *Attitude, position du corps, volontaire ou non, qui se remarque, soit par ce qu'elle a d'inhabituel, ou de peu naturel, de particulier à une personne ou à un groupe, soit par la volonté de l'exprimer* ». Les termes « *attitude* », « *contenance* », « *maintien* » et « *pose* » sont définis comme étant des synonymes de la posture. La définition de la posture fait donc référence à la configuration géométrique des segments à un instant donné. Ce terme a été utilisé dans la littérature afin de décrire une position adoptée. Emile Zola (1885) l'utilisa pour exposer la position des mineurs au travail : « *Ils s'accroupirent, les coudes aux flancs, les fesses sur leur talons, dans cette posture si habituelle aux mineurs* » (Germinal, p 1169). Ce même terme fut utilisé pour décrire l'attitude adoptée par des animaux « *Une vache pissait en voussant le dos, en raidissant la queue, dans une posture qui déclenchait le rire* » (De Montherlant, Les Bestiaires, 1926, p488). La posture adoptée est variable en fonction de l'espèce animale, du contexte environnemental et des objectifs propres du sujet. Une attitude animale en quadrupédie, la station debout, la station assise ou encore l'appui tendu renversé (ATR) sont tous des postures différentes (Figure 1).



Jeune fille debout
(1905)



Infirmière assise
(1ère guerre mondiale)



Alfred Flatow en ATR
(JO, Athènes, 1896)

Figure 1 : La station debout, assise, ou encore l'appui tendu renversé (ATR) sont des postures utilisables par l'individu.

Malgré la variabilité de postures adoptées, chaque espèce animale utilise préférentiellement une posture donnée, c'est la posture de référence. Dépendante de l'espèce, elle semble être tout autant définie génétiquement qu'acquise par l'apprentissage. Elle serait définie par les caractéristiques morphologiques de l'espèce et par le contexte environnemental. Chez l'homme, la posture de référence est la station debout (Paillard, 1971). Dans cette logique, une définition de la posture uniquement basée sur la géométrie corporelle est intéressante car facilement quantifiable. Par contre, elle est réductrice, dans la mesure où même si elle permet de rendre compte des variabilités de postures adoptées en fonction du contexte, elle ne rend pas compte de possibles interactions entre posture et contexte.

Massion (1994) associe deux fonctions à la posture : -i) une première **fonction anti-gravitaire**. L'assemblage des segments corporels, définissant la posture, est mis en œuvre afin de s'opposer à la force de pesanteur. Dans ce cadre, l'individu devra lutter contre la gravitation s'exerçant verticalement, mais aussi contre les couples déstabilisateurs créés par celle-ci. Cette fonction passe par le maintien du tonus postural et par la gestion des oscillations corporelles. -ii) une seconde **fonction d'interface avec le monde extérieur** pour la perception et l'action. Dans ce cadre, l'individu définit la position relative des segments par rapport au monde extérieur (et vice versa) mais aussi par rapport à ses objectifs propres. Dans cette logique, la posture serait principalement construite selon un référentiel exocentré et non égocentré.

En d'autres termes, la posture répond à deux contraintes stratégiques : -i) préserver son équilibre, éviter la chute, -ii) positionner le corps en fonction de l'action à réaliser. La posture peut donc être dissociée en deux composantes : la stabilisation ou l'équilibre, et l'orientation. Ces deux composantes correspondent respectivement aux caractéristiques dynamique et statique de l'équilibre debout. La stabilisation fait référence aux mécanismes mis en œuvre dans la régulation des oscillations posturales. Elle a été définie ainsi par Serge Mesure (2001) : « *L'équilibration représente l'ensemble des fonctions physiologiques dont le rôle est d'assurer la position du corps par rapport à la surface terrestre et par rapport à la verticale.* ». A l'inverse, l'orientation renvoie à la position géométrique des segments et du corps, c'est la position de référence.

II. Le contrôle postural : approche neurosensorielle

II.1. Introduction

Les auteurs ont longtemps considéré la posture comme étant organisée par des voies réflexes parallèles et hiérarchiques (Sherrington, 1906). Cette conception a aujourd'hui évolué. La posture est gérée par l'association de multiples réseaux neuronaux (Horak et Macpherson, 1996). Ces réseaux neuronaux se basent sur des informations sensorielles diverses dans l'objectif de construire une coordination segmentaire, permettant de lutter contre les contraintes internes et externes. Cette organisation investit aussi bien les structures sensorimotrices périphériques que les différents niveaux hiérarchiques centraux (moelle, tronc, cortex).

Le maintien postural peut se baser sur 4 entrées sensorielles (visuelle, somesthésique, vestibulaire, auditive). Les informations issues de ces différentes entrées sensorielles peuvent présenter une certaine redondance. Cette redondance d'informations est positive dans la mesure où : -i) les informations issues de chaque entrée sensorielle sont spécifiques, -ii) les seuils de détection et les gammes de fréquence de perception sont différents. En fonction du contexte (externe et/ou interne), les sujets pourront donc privilégier certaines afférences. De même, divers centres moteurs sont investis. Ces contrôles moteurs se différencient par : -i) le délai de mise en œuvre, -ii) la précision du contrôle. La sommation et la complémentarité des différents systèmes de contrôle sensoriel et moteur vont offrir toute sa finesse et son adaptabilité au système postural.

II.2. Rôle des afférences sensorielles dans le maintien postural

II.2.a. *Les afférences somesthésiques*

L'entrée somesthésique fait référence à l'ensemble des afférences du corps (soma). Elle est principalement utilisée dans la définition de l'organisation géométrique des segments corporels entre eux. Elle regroupe les voies intéroceptives (kinesthésie) et les voies extéroceptives de la sensibilité du toucher. Les organes anatomiques liés à cette sensibilité sont l'ensemble des récepteurs musculaires, tendineux, cutanés et des capsules articulaires. La proprioception, ou kinesthésie, se construit sur la base des informations issues des récepteurs musculaires (fuseaux neuromusculaires), tendineux (organes tendineux de Golgi), articulaires (corpuscules de Ruffini ou de Paccini), et cutanés (perception de l'étirement de la peau, corpuscules de Ruffini). Les récepteurs cutanés (corpuscules de Meisner, de Ruffini et de Paccini, disques de Merkel, terminaisons libres), même s'ils participent à la proprioception,

participent majoritairement à la définition de l'interface avec le monde extérieur. Les informations somesthésiques sont utilisées dans la construction du schéma corporel et dans la définition de l'orientation du schéma corporel par rapport au monde extérieur.

L'influence des informations somesthésiques sur le contrôle postural a été étudiée au moyen de protocoles perturbateurs ou stimulateurs. L'effet d'une restriction des afférences proprioceptives a été étudié sur des sujets sains, ayant subi une injection chimique (anesthésie, cryogénie) ou une stimulation mécanique, (ischémie, vibrations, sol mou) ; ou chez des patients présentant une déficience sensorielle (neuropathie périphérique, diabète). La perturbation du sens somesthésique est classiquement associée à une modulation de l'orientation des sujets (Hlavacka et al. 1995) et/ou à une augmentation des oscillations posturales (Diener et al. 1984 ; Nakagawa et al. 1993, Fitzpatrick et al. 1994 ; Simoneau et al. 1994). A l'inverse, une stimulation de la chaîne proprioceptive, par une méthode d'étirement, induit une diminution des oscillations posturales (Rougier et al. 2004).

Les adaptations posturales liées à la perturbation de l'entrée somesthésique sont dépendantes du type d'afférence perturbé et du type de perturbation. Par exemple, les expériences de vibrations, perturbant principalement l'activation des OTG (Roll et al. 1989), induisent une augmentation des oscillations posturales à haute fréquence (Nakagawa et al. 1993) selon une direction dépendante de la zone stimulée (Hlavacka et al. 1995, Kavounoudias et al. 1999). A l'inverse, le blocage de l'ensemble des afférences somesthésiques du pied et de la cheville induit une augmentation multidirectionnelle de l'instabilité, particulièrement pour les basses fréquences (Diener et al. 1984). Ces arguments vont dans le sens d'une spécialisation de chaque type d'afférence somesthésique dans le maintien de la station debout.

Les afférences issues du pied, et plus particulièrement de la voûte plantaire, sont particulièrement spécialisées dans la régulation de l'équilibre debout. Par la mesure fine de la répartition des pressions sous les appuis, les informations tactiles plantaires sont très fortement impliquées dans la définition de l'orientation (Kavounoudias et al. 1999) ainsi que dans la stabilisation de l'équilibre debout (Magnusson et al. 1990 ; Dietz et al. 1992 ; Kavounoudias et al. 2001 ; Demanze-Bernard et al. 2002 ; Demanze-Bernard et al. 2004). Elles sont particulièrement spécialisées dans la détection des mouvements corporels de faible amplitude (Kavounoudias et al. 2001). Plus précisément, chaque zone de la voûte plantaire semble remplir des fonctions différentes (Meyer et al. 2004). L'avant pied serait principalement investi dans la régulation de la stabilité latérale, alors que le talon contrôlerait principalement la stabilité antéropostérieure.

II.2.b. Les afférences visuelles

L'œil est l'organe anatomique associé à l'entrée visuelle. Les informations visuelles sont utilisées dans la définition de la position ainsi que du mouvement. Cette double fonction est possible grâce à l'association des informations rétinienne et oculo-motrices. La rétine se dissocie en deux zones : -i) une zone centrale correspondant à la vision fovéale, plus sensible aux variations de couleurs. Elle est responsable de la vision des objets et permet de définir l'orientation du regard par rapport au corps. -ii) une zone externe, correspondant à la vision périphérique, plus sensible aux variations de luminosité. Elle permet de définir l'orientation de l'individu par rapport à son environnement.

L'influence de l'entrée visuelle sur le contrôle postural a été étudiée au moyen d'expérimentations consistant à limiter (suppression totale ou partielle de vision périphérique et/ou centrale, ...), à perturber (conflit sensoriel) ou à renforcer l'influx visuel (feedback). Les premières expérimentations les plus simples à mettre en place ont mis en avant une perturbation du comportement postural lorsque les sujets sont évalués yeux fermés ou dans le noir (Ohashi et al. 1990 ; Rougier, 2003a, 2003b). Dans la même logique, une perturbation statique ou dynamique de la scène visuelle va induire des réajustements posturaux dépendants de la direction de la perturbation (Lestienne et al. 1977). A l'inverse, un apport d'informations visuelles, par une technique de biofeedback, entraîne une diminution des oscillations posturales chez le sujet sain (Hlavacka et Saling, 1986 ; Rougier, 1999 ; Farenc et al. 2001 ; Rougier et al. 2001 ; Rougier, 2002 ; Rougier, 2003 ; Rougier, 2004), tout comme chez la personne âgée (Hamman et al. 1995) ou des patients (Shumway-Cook et al. 1988). Ces études suggèrent un poids important de l'entrée visuelle dans le contrôle postural. Cette influence est renforcée lorsque la difficulté de la tâche augmente (Nashner et Berthoz, 1978).

Deux modes visuels sont investis dans le maintien de la station debout (Amblard et al. 1985). Le premier détectant les informations à basses fréquences permet de définir l'orientation corporelle. Le second, détectant des informations de plus hautes fréquences serait utilisé pour la stabilisation corporelle. La première de ces fonctions est principalement assurée par le biais de la vision périphérique, la seconde par le biais de la vision fovéale (Finlay, 1982 ; Paulus et al. 1984 ; Andersen et Braunstein, 1985). Dans une situation d'équilibre non perturbé, ces deux systèmes ont un poids identique dans la régulation de la station debout (Nougier et al. 1998).

II.2.c. Les afférences vestibulaires

Le système vestibulaire est communément associé à « l'oreille interne ». Le labyrinthe est la structure anatomique de la sensibilité vestibulaire. Cette dernière est liée à trois structures du labyrinthe : l'utricule, le saccule et les canaux semi-circulaires. Les otolithes contenus dans l'utricule et le saccule permettent de détecter les accélérations linéaires horizontales et verticales. Les cellules ciliées situées dans les canaux semi-circulaires permettent de détecter les accélérations angulaires. Ces récepteurs sont spécialisés dans la mesure des accélérations gravitaires et des accélérations de la tête.

L'étude de patients vestibulaires ou de sujets sains soumis à des stimulations galvanique ou calorique a permis de montrer l'influence du système vestibulaire sur le contrôle postural. Dans le cas de déficience vestibulaire, les patients se caractérisent par des oscillations posturales accrues (Allum et Pfaltz, 1985). Plus précisément, la sensibilité vestibulaire semble gérer principalement la stabilité latérale et très peu la stabilité antéropostérieure (Pavlik et al. 1999). Cette observation n'est valide que dans la mesure où les sujets sont installés tête droite. Si l'orientation de la tête est modifiée, l'effet d'une perturbation vestibulaire sera orientée dans l'axe défini par les deux labyrinthes (Lund et Broberg, 1983 ; Hlavacka et Njiokiktjien, 1985). L'influence du système vestibulaire sur le contrôle postural est donc dépendante de la proprioception du cou, utilisée dans la définition de l'orientation de la tête par rapport au corps. L'influence des informations vestibulaires sur le contrôle de l'équilibre a tout de même été controversée. Les seuils de détection vestibulaires seraient supérieurs aux accélérations créées par les oscillations posturales (Fitzpatrick et McCloskey, 1994).

II.2.d. Les afférences auditives

Le système auditif est constitué de l'ensemble de l'oreille (externe, moyenne et interne). L'onde sonore, amplifiée au sein de l'oreille externe et moyenne, induit une vibration des cellules ciliées placées à l'intérieur de la cochlée (oreille interne).

Le rôle de la perception auditive sur le maintien postural ne semble pas être direct. Pourtant, les travaux de Bonnet et Abonnenc (1978) ont montré une certaine aptitude des sujets à construire un référentiel auditif postural. Ce référentiel auditif semble ne pouvoir être utilisé que dans le cas où les afférences visuelles ne sont pas effectives. Dans le même sens, Petersen et al. (1995) ont montré une faible capacité des sujets à utiliser un biofeedback auditif. Le rôle de la sensibilité auditive sur le contrôle postural est mineur. Cette afférence est utilisable uniquement dans le cas où les autres informations sensorielles sont déficientes.

II.3. Activité réflexe et régulation de la posture

Une des fonctions de la posture est de lutter contre la gravité. Le système postural doit constamment exercer une force de sens contraire à la force gravitationnelle. Cette force est généralement nommée tonus postural (Massion, 1997). Le tonus postural correspond à un état de tension musculaire plus ou moins constant des muscles posturaux (en station debout, ce sont principalement les extenseurs). Le maintien du tonus postural serait principalement conditionné par l'intégrité de boucles réflexes d'origine proprioceptive. Le réflexe myotatique, issue des afférences en provenance des fuseaux neuromusculaires (afférences Ia), a longtemps été considéré comme le premier système de régulation de la posture (Fitzpatrick et al. 1992). Par son opposition à l'allongement musculaire, il limite la déviation des segments par rapport à leur position initiale (Lloyd, 1950). Par contre, son intervention ne semble pas expliquer la totalité de la réponse posturale (Fitzpatrick et al. 1996).

Si l'on considère que la fonction première de la posture est de lutter contre la gravité, d'autres récepteurs peuvent être investis dans la gestion de cette tâche. Même si les fuseaux neuromusculaires, sont aptes à détecter une variation de charge, les organes tendineux de Golgi (OTG) ainsi que les récepteurs cutanés de la sole plantaire sont des récepteurs principalement spécialisés dans cette tâche (Duysens et al. 2000). Les OTG, situés à la jonction du tendon et du muscle, se comportent comme des jauges de contraintes. Ils sont généralement activés suite à une contraction musculaire d'intensité variable, mais peuvent aussi être stimulés suite à un étirement passif du muscle (Stuart et al. 1970). Le rôle des OTG a principalement été décrit dans le réflexe myotatique inverse. La stimulation des OTG (afférences Ib) induit l'inhibition des muscles agonistes associée à une stimulation des antagonistes. Cette activité réflexe jouerait un rôle prépondérant dans la régulation du tonus musculaire. Elle permettrait de diminuer un tonus ou une raideur musculaire trop intense. Cette boucle réflexe est constamment modulée, d'une part par un contrôle descendant, mais aussi par d'autres afférences en provenance des récepteurs cutanés (notamment de la sole plantaire), articulaires et des fuseaux neuromusculaires. Ainsi, en fonction de la valeur de référence choisie et du contexte, l'activité de cette boucle réflexe sera plus ou moins intense.

D'autres boucles réflexes peuvent être investies dans le maintien du tonus postural. Fitzpatrick et al. (1992) ont montré une forte interaction entre maintien postural et réflexes d'origine visuelle et vestibulaire. Les réflexes d'origine vestibulaire permettent de répartir le tonus en fonction de la verticale gravitaire. Les réflexes toniques du cou permettent de répartir le tonus en fonction de la position de la tête. Le réflexe vestibulo-oculaire permet de stabiliser une image sur la rétine durant un mouvement de la tête.

L'organisation et l'adaptation du contrôle postural dépendent donc en partie de l'intégrité des boucles réflexes proprioceptive, vestibulaire et visuelle. Par des contrôles distincts, mais aussi interdépendants (Fitzpatrick et al. 1996, Duysens et al. 2000), elles permettent d'expliquer une partie du maintien postural.

II.4. Intégration corticale et cérébelleuse de la posture

Les afférences sensorielles utiles au contrôle de la posture ont toutes une projection centrale. Les afférences somesthésiques sont véhiculées par les colonnes dorsales du Lemnisque-médian (sensibilité corporelle) ou le faisceau trigémino-thalamique (sensibilité de la face) pour se projeter sur le thalamus (complexe ventro-postéro latéral et médian), puis sur le cortex somesthésique (Aires 3a, 3b, 1 et 2 de Brodmann (1909), cortex pariétal). Les afférences visuelles sont transportées par le nerf optique pour se projeter sur le thalamus (corps genouillés latéraux) puis sur le cortex visuel primaire (Aire 17 de Brodmann). Les afférences vestibulaires se projettent directement sur les noyaux vestibulaires (tronc cérébral) et le cervelet. Dans un second temps, elles sont relayées vers le thalamus puis le cortex vestibulaire (région postérieure au cortex somesthésique primaire et région comprise entre le cortex somesthésique et le cortex moteur).

Lors du maintien de la station debout, pieds joints avec les yeux ouverts, le lobe antérieur du cervelet et le cortex visuel primaire (Aire 17 de Brodmann) sont les zones principalement activées (Ouchi et al. 1999, **Figure 2**). Ces activations sont associées à une activation du cortex visuel associatif (Aire 18 de Brodmann), ainsi que des vermis antérieur et postérieur. Le lobe antérieur du cervelet ainsi que le vermis sont des structures reconnues pour leur implication dans la construction de l'acte moteur. Ainsi, l'intégration corticale de la posture debout non perturbée semble se baser principalement sur une afférence sensorielle : la vision. Dans le cas d'un équilibre debout perturbé par des oscillations volontaires, Slobounov et al. (2005) ont enregistré des activations des cortex fronto-central, temporal et pariétal. Les activations ont principalement été reportées au niveau des aires somesthésiques du pied (Aire 3 de Brodmann), des aires motrices supplémentaires (Aire 6 de Brodmann), et du cortex moteur (Aire 4 de Brodmann) (**Figure 2**). Cette étude suggère une forte importance de l'intégration centrale des informations somesthésiques dans le contrôle de l'équilibre debout perturbé. Le système semble de plus être fortement plastique. En fonction du contexte, différentes structures centrales seront investies, suggérant une adaptation tant dans l'intégration sensorielle de la posture, que dans la construction de l'acte moteur.

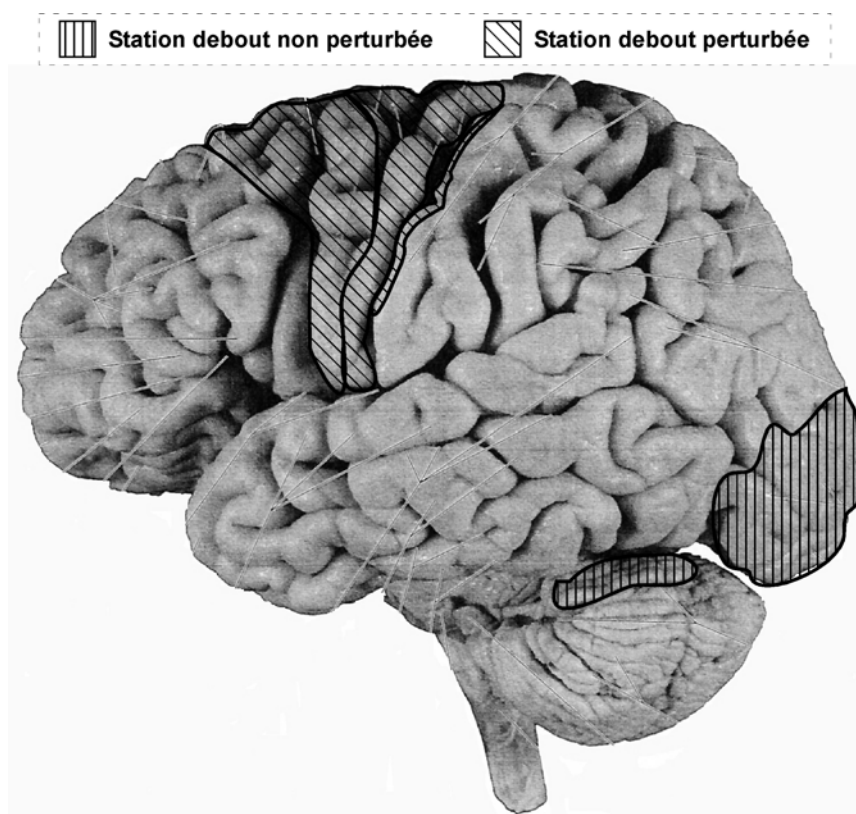


Figure 2 : Illustration des aires cérébrales et cérébelleuses principalement activées lors du maintien de la station debout non perturbée (Adapté de Ouchi et al. 1999) et perturbée (Adapté de Slobounov et al. 2005). Note : les représentations sont basées sur l'atlas de Brodmann (1889) et non sur les coordonnées précises des activation cérébrales.

III. Le contrôle postural : approche neuro-comportementale

III.1. Les théories du contrôle de l'équilibre

L'acte moteur se construit en fonction de contraintes définies par le système nerveux central, le système neuromusculaire et l'environnement extérieur (Massion, 1994). Cette approche est intéressante dans la mesure où elle décrit les acteurs mis en jeu dans l'organisation d'un mouvement ou du maintien postural. Par contre, elle ne permet pas de comprendre spécifiquement les modalités d'actions des différents acteurs. Pour cela, Mesure et Lamendin (2001) ont, sur la base des approches écologiste et cognitivistes, proposé une représentation plus complète de la construction de l'acte moteur (Figure 3).

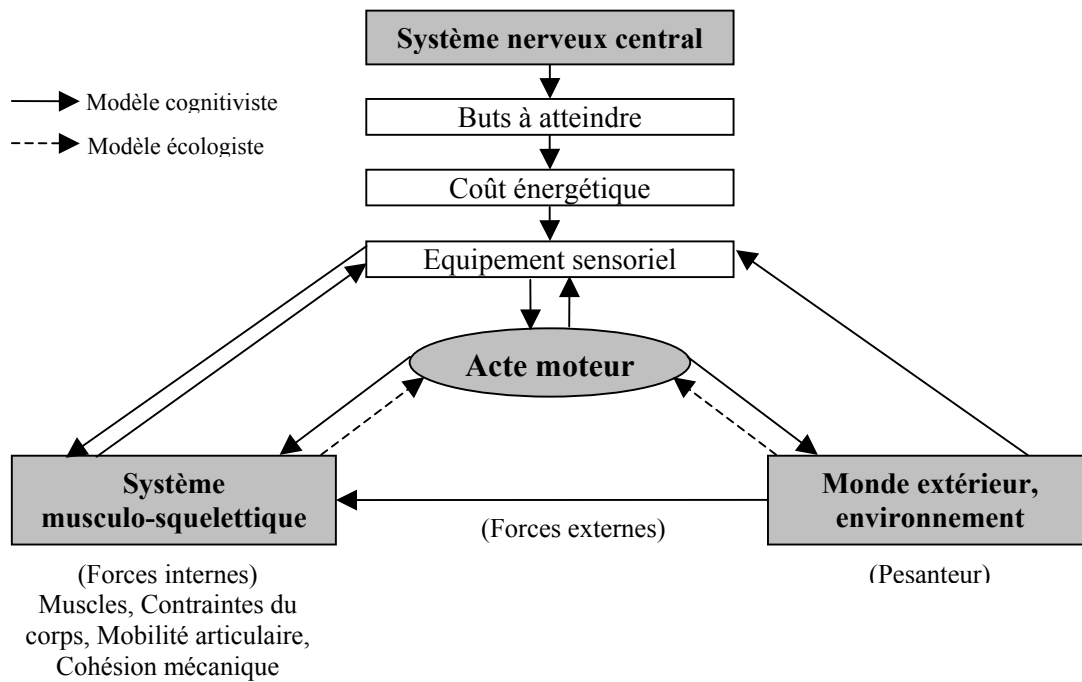


Figure 3 : Schématisation de l'interaction des systèmes en présence pour la réalisation de l'acte moteur. Les flèches indiquent les interactions entre les différents partenaires (D'après Mesure et Lamendin, 2001, modifié de Massion 1997).

L'approche écologiste considère l'individu comme un acteur, agissant en fonction des contraintes environnementales. Elle définit le couplage existant entre perception et action, c'est à dire entre stimulus et réponse. Par contre, cette approche ne rend pas compte des possibles mécanismes et structures mises en jeu dans l'organisation de la réponse motrice. L'approche écologiste assimile le système humain à une « boîte noire ». Selon cette approche, l'organisation motrice est définie en fonction « d'affordances » (Gibson, 1986 ; Warren, 1988). Les affordances correspondent aux possibilités d'actions offertes à l'acteur par l'environnement.

L'approche cognitiviste est une approche rationaliste, les comportements sont rendus possibles grâce à l'intervention d'opérations mentales hiérarchisées. Pour les cognitivistes, le cerveau est principalement utilisé dans le contrôle des structures neuromusculaires sous-jacentes. L'importance du contrôle cérébral dans la régulation motrice a initialement été suggérée par Woodworth (1899). L'influence des feedbacks sensoriels sur le contrôle cognitif n'a été suggérée que plus tard. Ainsi, deux notions fortes sont mises en avant par l'approche cognitiviste : -i) la notion de programme moteur, définissant un contrôle du mouvement en boucle ouverte -ii) la notion de schéma corporel, initialement proposée par Head et Holmes (1911), utile à la définition du programme moteur, définissant un contrôle du mouvement en boucle fermée.

III.2. Les variables contrôlées

L'organisation du contrôle postural se fait par l'intégration de multiples informations en provenance du système musculo-squelettique et du monde extérieur. D'un point de vue sensoriel, les différentes afférences n'ont pas le même poids sur le contrôle postural. De même, selon ces contraintes stratégiques, l'individu peut sélectionner les informations les plus pertinentes dans la réalisation de la tâche. Il se pose alors la question de la ou des variable(s) principalement contrôlée(s) dans le maintien de la station debout.

La première réflexion sur le sujet est issue des travaux de Babinski (1889). Il a montré qu'un mouvement segmentaire déstabilisateur est toujours accompagné d'un mouvement opposé d'un autre segment. Cette synergie posturale a pour objectif de maintenir le centre de gravité (CG) à l'intérieur de la surface de sustentation. Le CG est le barycentre des centres de masse des différents segments corporels. Les mouvements du CG représentent les mouvements du corps. Ces arguments œuvrent en faveur d'un contrôle du CG lors du maintien de l'équilibre debout. Plus récemment, diverses études ont tiré des conclusions similaires. Ces études se sont basées sur des perturbations endogènes à la posture, tel qu'un mouvement de jambes (Mouchnino et al. 1992), ou sur des perturbations exogènes telles qu'un mouvement de plate-forme (Gollhofer et al. 1989) ou une suppression de l'environnement microgravitaire (Clément et al. 1984 ; Horstmann et Dietz, 1990 ; Massion et al. 1995 ; Mouchnino et al. 1996 ; Massion et al, 1997). Ces études ont suggéré un contrôle prioritaire du CG dans l'organisation de l'acte postural debout.

A l'inverse, Lacquaniti (1992) a émis l'hypothèse d'un contrôle principalement orienté sur la configuration de la géométrie corporelle et non pas sur le CG. L'objectif principal du sujet serait d'orienter l'axe principal du corps sur la verticale, le positionnement du CG ne serait que la conséquence de la modification d'orientation segmentaire.

Les deux théories énoncées ci-dessus portent sur un contrôle des masses, structures contrôlées par l'acte moteur. Certaines théories ont supposé un contrôle de la posture principalement centré sur l'effecteur et ses caractéristiques mécaniques. Certaines réflexions se sont basées sur la théorie du point d'équilibre (Feldman, 1986). Le point d'équilibre correspond à la position dans laquelle un membre reste figé si la commande centrale est constante. Le point d'équilibre est directement dépendant des contraintes externes et internes, tel qu'un mouvement. Zatsiorsky et Duarte (1999) ont appliqué ce modèle au contrôle postural. Les oscillations posturales seraient décomposées en deux éléments : une composante de « Rambling » et une composante de « Trembling ». Le Rambling correspondrait aux oscillations du point d'équilibre. Le Trembling correspondrait aux micro-oscillations autour

de ce point. Selon ces auteurs, le SNC contrôlerait donc deux éléments : la position du point d'équilibre et la raideur neuromusculaire permettant de passer d'un point d'équilibre à un autre.

Dans cette logique, les travaux de Winter et al. (1998) ont montré l'influence de la raideur neuromusculaire sur le maintien postural. Ces auteurs ont suggéré un maintien postural uniquement basé sur la régulation des raideurs neuromusculaires. Ce modèle suggère une faible intervention du SNC, avec une régulation posturale principalement basée sur les caractéristiques mécaniques du système. Plus tard, certaines études ont montré l'insuffisance des raideurs neuromusculaires dans l'explication de l'intégralité du comportement postural (Morasso et Shieppati, 1999, Loram et Lakie, 2002). D'autres niveaux de contrôle seraient investis dans la régulation de la station debout. La raideur neuromusculaire ne serait pas une finalité en elle, mais un des moyens mis en œuvre pour réguler la station debout.

La raideur neuromusculaire ainsi que la trajectoire du CG semble être les deux variables principalement prises en compte dans la régulation de la station debout non perturbée. Elles semblent être contrôlées au cours d'intervalles de temps distincts (Rougier et Caron, 2000). Durant les intervalles de temps les plus courts, c'est-à-dire lorsque le corps a tendance à s'éloigner de sa position d'origine, seule la raideur neuromusculaire serait contrôlée. A l'inverse, au cours des intervalles de temps les plus longs, c'est-à-dire lorsque le corps revient dans sa position initiale, seuls les mouvements du CG seraient contrôlés. Ainsi, la régulation de la station debout non perturbée semble se baser sur un contrôle conjoint des oscillations corporelles et de la raideur neuromusculaire.

III.3. Le modèle de Massion

Massion (1994) a proposé un modèle explicatif du comportement postural. Il décompose la posture en deux fonctions distinctes : une fonction d'orientation et une fonction d'équilibre (ou d'équilibration) (Figure 4). Ces deux composantes semblent être plus ou moins indépendantes.

La fonction posturale se base sur la représentation d'un schéma corporel postural (Clément et al. 1984, Figure 4). Le schéma corporel peut se définir comme « *une représentation interne du corps ou modèle du corps* » (Gurfinkel et al. 1988). Il est en partie défini génétiquement et en partie acquis par l'apprentissage. Le schéma corporel inclut une représentation de la configuration géométrique du corps, des forces et de l'orientation du

corps par rapport à la verticale gravitaire. Le schéma corporel postural est constamment modulé par les afférences sensorielles issues de la somesthésie, du vestibule et/ou de la vision.

Selon Massion (1994), les diverses afférences seraient utilisées pour détecter les erreurs de positionnement de la projection du CG au sol. Les afférences envoient constamment des signaux détecteurs d'erreurs, constituant le contrôle rétroactif de la posture.

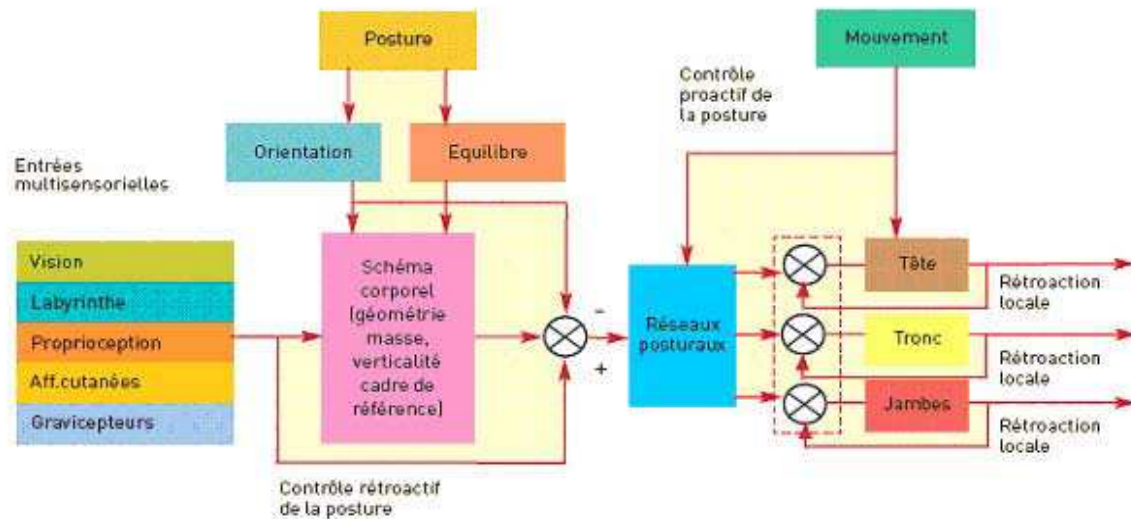


Figure 4 : Organisation centrale du contrôle postural (d'après Massion, 1994).

Un des intérêts majeurs du modèle de Massion est de mettre en avant les interactions existant entre posture et mouvement (Figure 4). La posture remplit une fonction d'orientation des segments pour l'action. Avant la réalisation d'un mouvement, la posture subit donc un contrôle proactif, visant à moduler son orientation ou son état de tension. La programmation du mouvement va ensuite être réalisée sur la base de ce nouveau schéma corporel et de l'objectif à réaliser.

IV. Le contrôle postural : approche biomécanique

IV.1. Description générale

L'équilibre debout se caractérise par une surface de sustentation étroite, et un centre de gravité placé à une hauteur importante. La conservation durable de l'équilibre suppose la projection verticale du CG à l'intérieur de la surface de sustentation. On constate chez le sujet sain une relative constance de la position du CG à mi-distance entre les pieds et 20 à 50 mm en avant de l'articulation des chevilles. L'action déstabilisatrice de la gravité va donc principalement se porter selon une direction antérieure. Afin de lutter contre le couple déstabilisateur avant, le maintien de la station debout résulte principalement de la contraction

quasi-isométrique de groupes musculaires situés dans le plan corporel postérieur. Les groupes musculaires principalement activés sont : les extenseurs de la cheville (plus particulièrement le soleus), les muscles ischio-jambiers, les extenseurs de la colonne vertébrale et les muscles de la nuque (Okada, 1972, Okada et Fujiwara, 1983, **Figure 5**). Ces muscles ont été appelés muscles posturaux principaux par Carlsöö (1961).

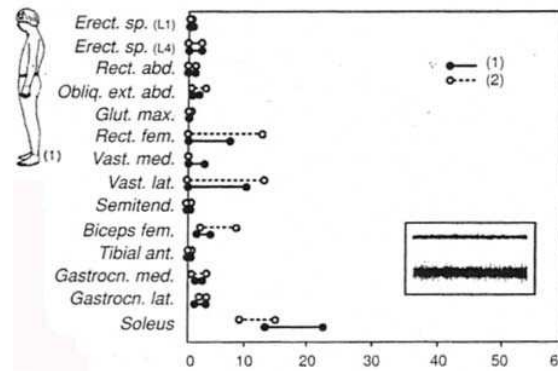


Figure 5 : Activité électromyographique enregistrée au cours du maintien de la station debout (D'après Okada, 1972).

Il faut tout de même noter que ces muscles ne sont pas les seuls à être investis, et qu'il existe une certaine variabilité interindividuelle.

IV.2. Le modèle du pendule inversé

Le modèle du pendule inversé fut initialement proposé par Gurfinkel (1973). Il a ensuite été utilisé ou complété par de nombreux auteurs (Winter, 1995, Gatev et al. 1999, Loram et Lakie, 2002). Ce modèle suggère que le corps humain lors du maintien de la station debout non perturbée, se comporte comme un pendule rigide oscillant autour de l'axe des chevilles. Il se caractérise par un équilibre instable, avec un CG placé au dessus de la surface de sustentation. D'un point de vue mécanique, un pendule sera en équilibre dès lors que les positions du CG et du point d'application des forces de réaction sur le support (centre de pression résultant, CP_{Res}) sont alignées (**Figure 6**).

Le désalignement du CP_{Res} et du CG induit la création d'un couple déstabilisateur (**Figure 6**). A cet instant, les accélérations transmises au CG sont dépendantes : -i) de la hauteur du CG, -ii) de la masse du système, -iii) la distance entre les positions du CP_{Res} et du CG. Dans ce cas particulier, le pendule rigide sera amené à chuter. Afin de contrecarrer la chute, la seule solution disponible au système est de moduler la position des forces de réaction du support ou CP_{Res} .

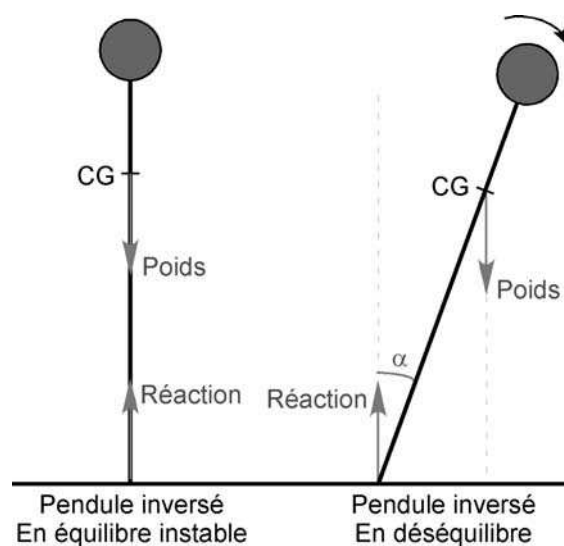


Figure 6 : Exemple de pendule mécanique en situation d'équilibre instable et de déséquilibre.

Chez l'homme, du fait des perturbation internes et externes à la posture, le système postural est en constante oscillation, induisant un décalage entre les positions du CP_{Res} et du CG. Au cours du maintien de la station debout, le CP_{Res} correspondrait à la projection du CG (erreur de moins de 10%) pour des oscillations corporelles inférieure à 0,2Hz (Gurfinkel, 1973). Depuis, la compréhension du modèle du pendule inversé s'est affinée. Le CP_{Res} peut être considéré comme la variable contrôlante, produit brut du système neuromusculaire. A l'inverse, le CG est considéré comme étant la variable contrôlée, produit net (Brenière et al. 1987). Les trajectoires du CP_{Res} sont intimement liées aux trajectoires du CG. Au cours du maintien de la station debout, elles se font en phase (Gatev et al. 1999, Winter, 1995, Winter et al. 1998, Figure 7).

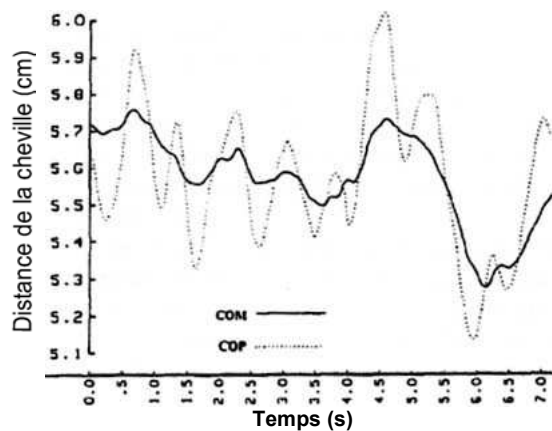


Figure 7 : Exemples de tracés du centre de pression résultant (COP) et du centre de gravité (COM). Les trajectoires du COP ont une plus grande fréquence et une plus grande amplitude que celles du COM (D'après Winter, 1995).

Les positions du CP_{Res} et du CG ne sont quasiment jamais superposées. Le CP_{Res} oscille constamment autour du CG afin d'en réguler la position. L'augmentation de la distance entre les positions du CP_{Res} et du CG entraîne un accroissement des accélérations communiquées au CG (Brenière et al. 1987). Ainsi, une position du CP_{Res} en arrière va induire une accélération antérieure du CG, proportionnelle à la distance entre le CP_{Res} et le CG (Figure 8). L'effet des accélérations créées par la différence CP_{Res} -CG, sur le CG est directement dépendant des caractéristiques du système oscillant. En fonction de son inertie, le système oscillant va agir comme un réel filtre limitant les effets du CP_{Res} sur le CG. La relation existant entre le CP_{Res} et le CG est donc fortement dépendante des caractéristiques anthropométriques des sujets (Brenière, 1996). Du fait de l'inertie corporelle, si le CP_{Res} oscille très rapidement, le CG « n'aura pas le temps de suivre ces mouvements », l'écart entre position du CP_{Res} et du CG sera important. Les positions du CP_{Res} et du CG sont durablement confondues uniquement dans le cas d'une immobilité totale (ce cas n'est jamais observé dans la situation naturelle).

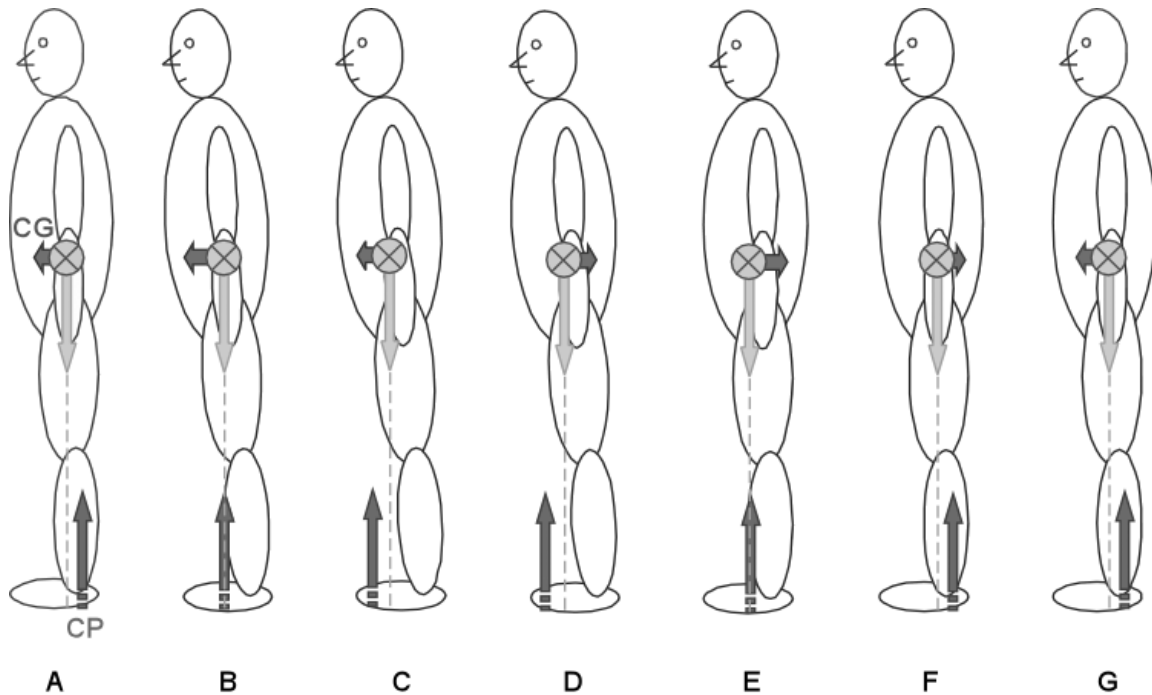


Figure 8 : Modèle biomécanique du pendule inversé (d'après Rougier et al. 2001). Instant A : le point d'application du CP (flèche foncée située au niveau des pieds) est situé en arrière de la projection verticale du CG. La différence entre ces deux vecteurs détermine l'accélération horizontale communiquée au CG, et par la suite sa vitesse horizontale (flèche foncée horizontale partant du CG). Instant B : le CP et le CG sont confondus, l'accélération communiquée au CG est nulle. Instant C : Le CP est en avant du CG, la vitesse du CG décroît jusqu'à être inversée (Instant D). Le processus de régulation des positions du CG se poursuit tant que la station debout non perturbée est maintenue (Instant E, F, G, etc...). Ces mouvements, décrits ici selon la direction antéro-postérieure, sont de même nature selon la direction médio-latérale.

Deux méthodes ont été utilisées afin de valider le modèle du pendule inversé : -i) Le modèle du pendule inversé suppose un travail en bloc de l'ensemble des articulations supérieures à la cheville. Les études sur le sujet valident ce modèle, mais restent tout de même nuancées. Selon l'axe médio-latéral, les auteurs ont reporté une certaine mobilité de l'articulation de la hanche (Day et al. 1993 ; Lekhel et al. 1994 ; Winter et al. 1996, Gatev et al. 1999). Selon l'axe antéropostérieur, Gatev et al. (1999) et Gage et al. (2004) ont pu reporter un fonctionnement en bloc des articulations supérieures à la cheville au cours des oscillations posturales alors que Aramaki et al. (2001) ont reporté une certaine mobilité de l'articulation de la hanche. -ii) Dans un second temps, le modèle du pendule inversé implique une linéarité entre accélérations et différence $CP_{Res}-CG$ (Brenière et al. 1987). Gage et al. (2004) ont reporté une très bonne relation entre accélérations transmises au CG et différence $CP_{Res}-CG$, suggérant la validité de ce modèle. Il est donc possible de considérer ce modèle comme étant valide et utile pour la description de la station debout non perturbée. Il se doit tout de même d'être décrit plus finement, notamment en fonction de l'axe d'oscillation.

IV.3. Les stratégies de contrôle de l'équilibre

Les analyses cinématique et électromyographique de l'équilibre debout non perturbé ont mis en avant deux stratégies posturales distinctes. La posture debout serait régulée par une stratégie de hanche, selon l'axe latéral, alors qu'elle serait régulée par une stratégie de cheville selon l'axe antéropostérieur (Winter, 1995, **Figure 9**).

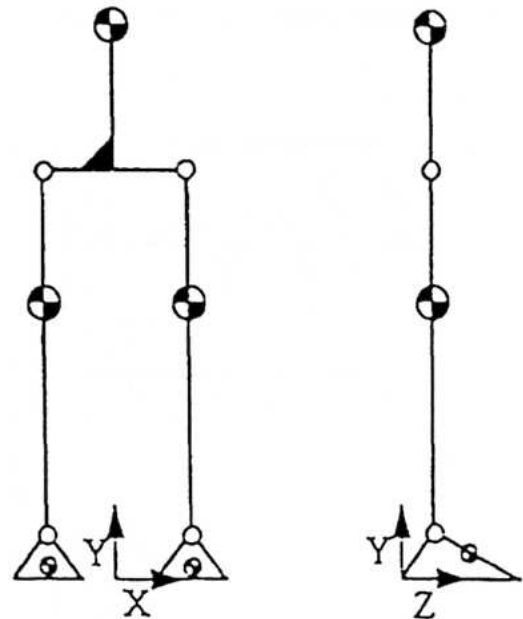


Figure 9 : Modèle du pendule inversé appliqué à la station debout. Les articulations investies sont dépendantes de l'axe d'oscillation (D'après Winter, 1995).

Dans le plan frontal, le modèle du pendule inversé est constitué d'une base en parallélogramme délimitée par les chevilles et les hanches (**Figure 9**). Quatre articulations peuvent être utilisées simultanément afin de réguler la forme de ce parallélogramme. La stabilité latérale est tout de même principalement régulée par l'articulation de la hanche, pour deux raisons : -i) il n'existe pas de groupes musculaires spécifiquement inverseurs ou éverseurs de la cheville. Ces groupes musculaires sont tous aussi fléchisseurs ou extenseurs. – ii) Du fait de la faible largeur des pieds, le couple de force maximum créé par les muscles inverseurs/éverseurs de la cheville est d'environ 10N.m. A l'inverse, l'articulation de la hanche peut créer des couples abducteurs ou adducteurs d'environ 100N.m. Du fait de ces caractéristiques anatomiques, le système nerveux central privilégie l'articulation de la hanche dans le contrôle mécanique de la stabilité latérale. Plus particulièrement, les muscles adducteurs/abducteurs de cette articulation (Winter et al. 1990 ; Winter, 1995). Cette stratégie de charge/décharge se caractérise par une excellente corrélation entre la répartition de poids corporel sur les appuis et les déplacements latéraux du CP_{Res} (Winter, 1995, Genthon et Rougier, 2003, **Figure 10**). La stabilité latérale est gérée par la répartition fine des pressions sur les deux pieds.

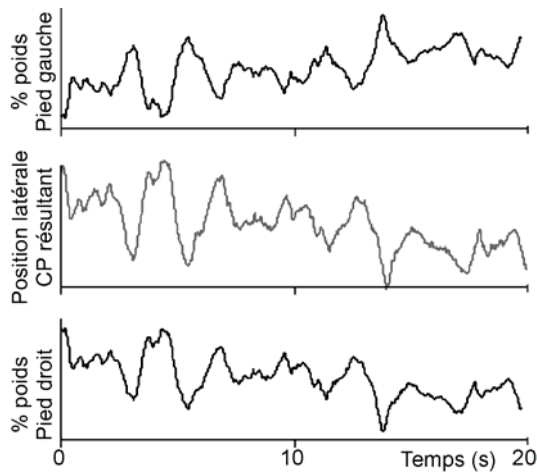


Figure 10 : Exemple chez un sujet sain de trajectoire latérale du CP_{Res} et d'évolution de la mise en charge des pieds droit et gauche en fonction du temps.

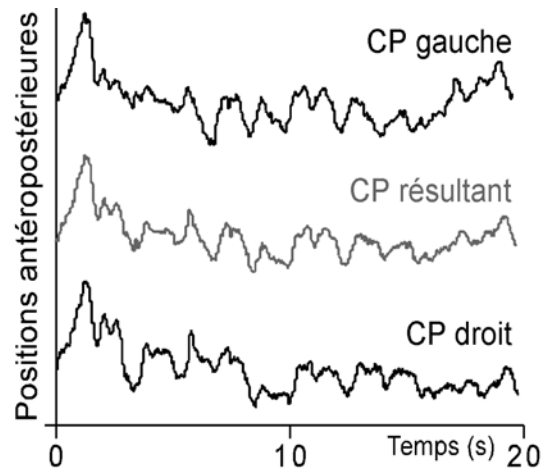


Figure 11 : Exemple chez un sujet sain de trajectoires antéropostérieures des CP mesurés sous les pieds gauche et droit et du CP résultant.

Dans le plan sagittal, deux articulations peuvent être investies dans la régulation des oscillations posturales : la cheville et la hanche (Figure 9). Même si selon cet axe, l'articulation de la hanche n'est pas totalement verrouillée (Aramaki et al. 2001), les oscillations posturales sont principalement régularisées par l'articulation de la cheville (Winter et al. 1990 ; Winter, 1995). Ainsi, les capacités fonctionnelles du tronc ne permettent pas d'expliquer le contrôle de la stabilité antéropostérieure (Genthon et Rougier, 2006). À l'aide d'un système composé de deux plates-formes de force, il a été montré que la stabilité antéropostérieure se caractérise par des variations de localisation des CP sous les deux pieds, en phase et totalement synchronisés. Les déplacements des CP sous les deux pieds sont en phase avec les trajectoires du CP_{Res} (Genthon et Rougier, 2003, Figure 11). La stabilité antéropostérieure est gérée par la localisation des pressions sous les deux pieds.

Les stratégies de maintien de l'équilibre debout ne demeurent pas pour autant figées. Elles peuvent être modulées dans le cas de perturbations exogènes de la posture (Horak et Nashner, 1986) ou dans le cas d'une modification de la position des pieds (écarts latéral et antéropostérieur, angulation) (Day et al. 1993, Winter et al. 1996 ; McIlroy et Maki, 1997). Par exemple, si les pieds sont positionnés l'un derrière l'autre (tandem stance), la stabilité latérale ne sera pas contrôlée par une stratégie de hanche, mais par une stratégie de cheville (Winter et al. 1996).

V. Asymétries et maintien de l'équilibre debout

V.1 Les asymétries fonctionnelles

Au premier abord, le comportement postural de sujets sains paraît parfaitement symétrique : -i) le poids corporel est relativement bien équi-réparti sur les deux appuis, -ii) les actions mises en places sous chacun des appuis sont symétriques et simultanées (Genthon et Rougier, 2003). Ce comportement peut sous entendre une symétrie tant dans les structures anatomiques mises en jeu que dans leurs investissements dans le traitement de l'information et le contrôle moteur.

Pourtant, si l'on regarde plus finement l'organisation du comportement moteur humain, une certaine asymétrie a été relevée. Cette asymétrie est classiquement nommée asymétrie fonctionnelle ou latéralité. Chez l'humain, il est généralement admis que 90% des individus sont droitiers, 80% ont une prévalence droite pour les membres inférieurs, 70% ont une dominance de l'œil droit et 60% pour les oreilles (Azémar, 2003). Le phénomène de latéralité suggère une asymétrie des structures et/ou de leur intervention dans le traitement de l'information. Cette asymétrie trouve son origine dès le niveau moléculaire (Geschwind et Galaburda, 1985). Par exemple, chez les droitiers, les aires cérébrales dévolues au langage (lobe temporal), sont majoritairement développées au niveau du cerveau gauche (Geschwind et Levitsky, 1968). De plus, la latéralité rend compte d'une asymétrie des stratégies de traitement de l'information. La dominance corporelle dans une tâche serait liée à la plus grande efficacité d'un ou de l'autre hémisphère cérébraux dans sa réalisation (Levy et al. 1972). Cette asymétrie se manifeste tant au niveau de l'intégration centrale sensorielle visuelle (Niki, 1974 ; Niki et Watanabe, 1976) que labyrinthique (Weber et al. 1983).

Par suite, une asymétrie du contrôle postural a été reportée chez le sujet sain (Azémar, 1985). Chez les droitiers, cette asymétrie se caractérise par un transfert du centre de gravité principalement vers la gauche. L'axe fonctionnel de l'appareil sensori-moteur ne coïncide pas avec son axe de symétrie. La régulation posturale se trouve soumise à l'influence conjuguée du système attentionnel visuel, biaisé vers l'œil dominant, et d'un système posturo-cinétique, biaisé vers le pied de soutien dominant (Weber et al. 1983). Afin d'aligner le schéma corporel postural par rapport à l'axe vertical, les asymétries issues des informations sensorielles visuelles et labyrinthiques doivent impérativement être pondérées. Pour cela, la chaîne proprioceptive assure un lien important entre ces deux pôles et permet par suite de construire un schéma corporel postural cohérent. Par suite, les asymétries posturales reportées chez le sujet sain sont de faible amplitude.

V.2 Déficience unilatérale et maintien de l'équilibre debout

Par le biais d'une intégration multi sensorielle, le système postural présente une relative symétrie. A la suite d'une déficience affectant unilatéralement les structures sensorimotrices impliquées dans la régulation de la station debout, cette symétrie risque d'être fortement perturbée. Ce type de pathologie peut avoir diverses origines (traumatique, neurologique, thrombo-embolique, etc...). Leur point commun est l'unilatéralité de la déficience. La déficience peut affecter distinctement ou communément l'un des divers étages sensorimoteur impliqués dans le maintien postural. Par exemple, dans le cas d'une amputation, d'une entorse ou d'une fracture d'un membre inférieur, la déficience unilatérale porte principalement sur les structures périphériques dévolues au recueil de l'information et/ou à l'exécution de la commande motrice. A l'inverse, dans le cas d'un accident vasculaire cérébral, la déficience peut porter sur l'ensemble des étages sensorimoteurs investis dans la régulation de la station debout. Ces patients se caractérisent par un biais unilatéral de l'intégration sensorimotrice corticale, pouvant entre autre, être accompagné d'une modification unilatérale de l'activité réflexe, et des structures ostéo-articulaires et musculaire.

A la suite d'une déficience unilatérale, l'équilibre debout est fréquemment perturbé. La première des caractéristiques observées est une augmentation des oscillations posturales. Cette caractéristique est non spécifique des patients présentant une déficience unilatérale. Elle révèle un biais dans la construction de la commande motrice et peut tout aussi bien être issue d'une déficience sensorimotrice bilatérale ou unilatérale.

La seconde caractéristique fréquemment observée chez les patients présentant une déficience unilatérale est une asymétrie de la répartition de poids corporel sur les appuis. Cette asymétrie se caractérise par une mise en charge accrue de la jambe saine associée à une décharge de la jambe lésée. L'asymétrie de répartition de poids corporel sur les appuis est généralement considérée comme étant une conséquence de la déficience unilatérale. Son apparition peut par exemple résulter d'un biais dans l'alignement des référentiels égocentrés et exocentrés. A l'inverse, elle peut être considérée comme étant une stratégie adaptative mise en place consciemment par le patient. Elle aurait pour objectif de limiter les contraintes appliquées sur l'appui déficient.

Les caractéristiques posturales énoncées ci-dessus ont par exemple été reportées chez des patients après amputation tibiale ou fémorale (Fernie et holliday, 1978 ; Gautier-Gagnon et al. 1986; Geurts et al. 1992 ; Rougier et Genthon, 2006), accident vasculaire (Dickstein et al. 1984; Shumway-Cook et al. 1988; Chaudhuri et Aruin, 2000; Geurts et al. 2001 ; Geurts et al. 2005) ou arthroplastie de hanche (Wykman et Goldie, 1989).

V.3 Effet d'une asymétrie de répartition de poids sur le contrôle postural

Suite à une déficience unilatérale, l'adoption d'une asymétrie de répartition de poids corporel sur les appuis est généralement perçue comme une stratégie adaptative. Par une diminution des contraintes appliquée sur un appui déficient, ce comportement permettrait de maintenir l'équilibre debout. Pourtant, à elle seule, l'asymétrie de répartition de poids corporel sur les appuis est une contrainte limitant le comportement postural (Genthon et Rougier, 2005). L'adoption d'une asymétrie de la répartition de poids corporel sur les appuis, induit chez le sujet sain une perturbation de l'organisation des forces de réaction sous les deux pieds. Avec asymétrie de répartition de poids corporel sur les appuis, chez le sujet sain, les régulations posturales mises en jeu sous les pieds droit et gauche sont accrues et deviennent asymétriques. Pour une asymétrie de la répartition de poids corporel supérieure à 70%, les perturbations posturales sont légèrement augmentées sous l'appui surchargé alors qu'elles le sont très fortement sous l'appui délesté. Ces adaptations, notamment mises en place sous l'appui délesté, peuvent être issues d'une modulation des stimulations proprioceptives appliquées sous les deux appuis. La diminution de la mise en charge d'un appui induit, entre autre, une forte diminution des stimulations appliquées sur les récepteurs sensoriels sensibles au poids. En station debout, ces récepteurs sont principalement les organes tendineux de golgi des muscles extenseurs ainsi que les récepteurs cutanés plantaires. Ce comportement pourrait être expliqué par une augmentation de la sensibilité de la jonction neuromusculaire et/ou des réflexes spinaux asservissant les muscles extenseurs de cheville (soleus) lorsque la charge appliquée sur un appui est diminuée (Nakazawa et al., 2004).

Par suite, les oscillations corporelles sont accrues, révélant une augmentation de l'instabilité posturale. Cette perturbation se manifeste tant dans le plan frontal que sagittal, avec des effets majorés sur la stabilité latérale. L'asymétrie de répartition de poids corporel sur les appuis peut donc être aussi considérée comme une contrainte biomécanique limitant le comportement postural (Genthon et Rougier, 2005).

Le comportement postural de patients victimes d'une déficience unilatérale est donc contraint d'une part par la déficience et d'autre part par l'asymétrie de répartition de poids corporel sur les appuis. L'évaluation du comportement postural de ce type de population doit donc impérativement s'attacher à les dissocier. Pour cela, il est nécessaire de comparer le comportement postural de patients évalués spontanément, avec des sujets sains ayant adopté la même asymétrie de répartition de poids corporel sur les appuis. Les différences observées entre « sujets sains asymétriques » et patients seront alors uniquement issues de la déficience et non pas de l'asymétrie de répartition de poids corporel sur les appuis.

Chapitre 2 : Problématique, Matériels et méthodes

Problématique

Ce travail de thèse s'inscrit dans la lignée des réflexions biomécaniques déjà menées sur le contrôle de la station debout non perturbée. Pour préserver son équilibre, le sujet sain met identiquement en œuvre ses deux appuis, sous la forme de deux stratégies dépendantes de l'axe d'oscillation.

Après déficience unilatérale, le maintien postural est fréquemment perturbé. Il est généralement caractérisé par des troubles de la stabilisation posturale, mais aussi par des troubles de l'orientation posturale latérale. Les patients se caractérisent généralement par une forte instabilité et une asymétrie de la répartition de poids corporel sur les appuis.

L'asymétrie de répartition de poids corporel sur les appuis est une contrainte perturbant le contrôle postural. Une modification de l'orientation posturale latérale induit une asymétrie de l'intervention de chacun des appuis dans l'équilibration et par suite une augmentation des oscillations corporelles. Le maintien postural de patients présentant une déficience unilatérale est donc contraint par la déficience mais aussi par l'asymétrie de répartition de poids corporel sur les appuis.

Face à ce contexte, l'objectif principal de ce travail de thèse a été d'analyser les conséquences de différentes perturbations unilatérales sur le maintien postural. Une déficience unilatérale de la posture devrait induire des effets spécifiques à chaque appui et en ce sens pourrait modifier les stratégies de contrôle des appuis mises en œuvre dans la régulation de la station debout.

Cet objectif principal a donc été dissocié en deux sous objectifs :

1. Les caractéristiques de l'orientation et de la stabilisation posturale vont-elles être modulées par différentes contraintes unilatérales ? Quelle pourra être l'influence spécifique de différentes perturbations unilatérales sur le contrôle de la station debout non perturbée ?
2. Dans le cas d'une déficience unilatérale, existe-t-il une modulation des stratégies de contrôle des appuis plantaires dans le contrôle de l'équilibre ? En d'autres termes, est ce que les stratégies de contrôle des appuis plantaires, observées chez les sujets sains, sont des invariants moteurs ou sont-elles modulables ?

Pour répondre à ces questions, nous nous sommes basés sur une évaluation cinétique du contrôle postural. Pour cela, différents groupes de patients présentant diverses déficiences unilatérales ont été évalués debout sur un système composé de deux plates-formes de forces. Cet outil a la particularité de prendre en compte l'intervention indépendante de chacun des appuis dans le contrôle de la station debout. L'analyse des résultats issus de l'évaluation posturale de ces patients sera présentée en deux temps afin de répondre aux deux questions énoncées ci-dessus.

Dans un premier temps, nous avons cherché à décrire les signaux posturographiques issus de l'évaluation de l'équilibre debout non perturbé de trois cas particuliers. Ces trois cas se caractérisent tous par une perturbation unilatérale de la posture. Le premier porte sur l'évaluation de patients victimes d'un accident vasculaire cérébral. La déficience unilatérale est, chez ces patients, d'origine centrale. Le second porte sur des patients victimes d'une entorse du ligament collatéral latéral de la cheville. La déficience unilatérale est ici d'origine traumatique. Le troisième porte sur les effets du port unilatéral d'orthèse de cheville. Le port d'orthèse induit une stimulation mécanique et sensorielle unilatérale. Par la prise en compte des deux appuis et par la dissociation des perturbations posturales issues de l'asymétrie de répartition de poids de celles issues de la déficience, ces travaux devraient permettre de comprendre plus finement les causes des modifications posturales issues de la perturbation unilatérale.

Dans un second temps, les stratégies de contrôle des deux appuis ont été analysées. Cette analyse porte sur l'étude du lien spatio-temporel existant entre les deux appuis et sur l'analyse de l'influence de chacun des appuis dans le contrôle postural. Cette démarche devrait nous permettre d'observer si les stratégies particulières mises en œuvre chez le sujet sain se retrouvent chez des patients présentant une déficience unilatérale. En d'autres termes, les règles biomécaniques de maintien de la posture sont-elles des invariants moteurs ou, au contraire, sont-elles modulables ?

Matériel et méthodes

1. Introduction : L'évaluation cinétique du contrôle postural

L'évaluation cinétique du contrôle postural se base sur la mesure des forces de réactions du support. Les outils principalement utilisés dans ce cadre sont les plates-formes de forces (**Figure 12**). Ces dernières sont généralement constituées d'une ou plusieurs plaques d'un matériau « indéformable », montées sur un nombre minimum de 3 capteurs dynamométriques. Du fait de son coût réduit, de son caractère non invasif et de sa facilité de mise en œuvre, cet outil est extrêmement répandu dans la pratique clinique courante ou dans le cadre de protocoles de recherche. Par contre, l'interprétation des signaux que l'on en retire peut être assez complexe.



Figure 12 : Exemple de plates-formes de force utilisées dans le cadre de l'évaluation de l'équilibre debout non perturbé : plates-formes de force simple et plates-formes de force double.

Les différentes plates-formes utilisées dans le cadre de l'évaluation de l'équilibre debout se distinguent par le nombre de plaques utilisées et les caractéristiques spatio-temporelles des capteurs. Elles comportent un plateau pour les plates-formes simples, deux plateaux pour les plates-formes doubles. Par rapport aux plates-formes simples, les plates-formes doubles permettent d'enregistrer indépendamment les forces de réaction sous chacun des appuis. Elles permettent de dissocier l'intervention de chacun des appuis dans le contrôle de l'équilibre. Ce type de système ne semble pas être très pertinent dans l'analyse posturale de sujets sains, caractérisés par une symétrie des actions plantaires (Genthon et Rougier, 2003). Par contre, dans le cadre de contraintes affectant unilatéralement la chaîne posturale, les doubles plates-formes de forces permettent de comprendre plus finement le comportement postural de ces patients. Elles ont rendu compte de possibles asymétries dans l'intervention de chacun des appuis dans le maintien de l'équilibre debout (Dickstein et al. 1984 ; Mizrahi et al. 1989 ; Genthon et Rougier, 2004 ; Geurts et al. 2005).

Les plates-formes de forces sont généralement montées sur des capteurs piézo-électriques ou des jauges de contraintes. Dans le cadre de l'évaluation posturale, la majorité des plates-formes utilisées sont montées sur des capteurs mono axiaux, permettant l'acquisition des forces de réaction verticales. Rigoureusement, l'analyse d'un comportement doit se faire dans les trois dimensions de l'espace. Dans le cas du maintien de l'équilibre debout non perturbé, les forces de cisaillement représentent une part infime des forces de réaction et peuvent être négligées (Mizrahi et Susak, 1989). Les informations issues de plates-formes montées sur capteurs mono-axiaux semblent donc être pertinentes et suffisantes pour la caractérisation du comportement postural non perturbé.

Afin de caractériser le comportement postural, les auteurs calculent généralement les positions du ou des centre(s) de pression (CP), barycentre des forces de réaction. Un système composé d'une plate-forme ne permet que le calcul des positions du CP résultant (CP_{Res}). Un système composé de deux plates-formes permet le calcul conjoint des CP sous le pied droit, le pied gauche et du CP_{Res} . Les trajectoires des CP sont des informations intéressantes utiles à la caractérisation du comportement postural. Elles sont la conséquence directe des actions musculaires mises en jeu pour contrôler l'équilibre debout (Okada et Fujiwara, 1983 ; Kim et al. 2003). Par contre, la trajectoire du CP ne semble pas être la variable principalement contrôlée dans cette tâche. L'analyse des trajectoires du CG et des raideurs neuromusculaires mises en jeu semble être beaucoup plus pertinente. Pour cette raison, un certain nombre de modèles permettant d'estimer les trajectoires du CG sur la base des trajectoires du CP_{Res} a été proposé (Brenière, 1996 ; Levin et Mizrahi, 1996 ; Caron et al. 1997, Morasso et al. 1999).

L'analyse cinétique du contrôle postural permet donc d'une part d'analyser l'organisation des forces mises en jeu pour maintenir l'équilibre debout mais aussi leur conséquence sur les mouvements posturaux. Enfin, à partir du moment où les trajectoires du CP_{Res} et du CG sont connues, il est utile de s'intéresser à une troisième trajectoire : la différence CP_{Res} -CG. Cette trajectoire, qui représente l'amplitude des accélérations communiquées au CG, a été utilisée pour estimer le niveau de raideur neuromusculaire investi dans la tâche (Winter et al. 1998).

II. Les trajectoires étudiées

II.1. Matériel d'acquisition

Les évaluations de l'équilibre debout se sont basées sur des mesures cinétiques, au moyen d'un système composé de deux plates-formes de force rectangulaires (21 × 32 cm, **Figure 13**) (PF02, Equi+, France). La double plate-forme utilisée est montée sur 8 capteurs dynamométriques mono-axiaux (étendue de mesure 0-150N) : 4 capteurs par plate-forme. Les signaux issus des 8 capteurs étaient simultanément amplifiés, convertis d'une forme analogique à une forme digitale par une carte d'acquisition 14 bits, puis enregistrés sur un ordinateur à une fréquence de 64 Hz (sans action de filtrage).



Figure 13 : Double plate-forme de force utilisée dans le cadre de ce travail de thèse : Vue de dessus, Vue de profil, Vue de dessous.

Pour l'ensemble des protocoles mis en place, les plates-formes étaient positionnées conjointement afin que les sujets soient installés avec un appui sur chaque plate-forme de force (talons écartés de 9cm, pied à 30°, bras relâchés le long du corps) (**Figure 14**). Cette position a été choisie, car elle est selon nous représentative du comportement spontané de sujets maintenant un équilibre stable non perturbé.



Figure 14 : Exemple de sujet sain installé debout sur une double plate-forme de force.

II.2. Les centres de pression droit, gauche et résultant

II.2.a. Méthodes de calcul

Les trajectoires des centres de pression de chaque appui ont été calculées sur la base des forces de réaction verticales, enregistrées sous chacun des appuis droit et gauche. Les trajectoires des centres de pression plantaires sont déterminées dans une base temporelle selon deux axes indépendants : médiolatéral (ML) et antéropostérieur (AP) :

$$\text{ML: } CP_{\text{droit}} = \frac{1}{2} \times L \times \frac{(F_3 + F_4) - (F_1 + F_2)}{\sum_{1 \rightarrow 4}^i F} \quad \text{AP: } CP_{\text{droit}} = \frac{1}{2} \times H \times \frac{(F_1 + F_3) - (F_2 + F_4)}{\sum_{1 \rightarrow 4}^i F}$$

où $F_{(1 \rightarrow 4)}$ sont les forces de réaction verticales enregistrées à l'aide des quatre capteurs de force placés sous la plate forme de force droite, L et H sont respectivement la largeur et la hauteur de la plate-forme de force (distance inter capteurs) (**Figure 15**). La même méthodologie a été utilisée pour le calcul des trajectoires du CP sous le pied gauche.

Le calcul des trajectoires du CP_{Res} , selon les deux axes ML et AP, s'est ensuite basé sur les coordonnées des CP droit et gauche et de la répartition de poids corporel sur les appuis (Winter et al. 1996) :

$$CP_{\text{Res}} = CP_d \times \frac{R_d}{R_d + R_g} + CP_g \times \frac{R_g}{R_d + R_g}$$

où R_d et R_g sont les forces verticales appliquées sous les pieds droit et gauche ($\frac{R_d}{R_d + R_g}$ représente donc le pourcentage de poids corporel appliqué sur le pied droit).

A ce stade, il est important de noter que les trajectoires du CP_{Res} , ainsi obtenues avec une double plate-forme de force, sont en tous points identiques à celles du CP_{Res} classiquement obtenues avec une plate-forme simple. Le CP_{Res} obtenu avec une double plate-forme de force est par définition le barycentre des barycentres des forces de réaction droite et gauche, alors que le CP_{Res} obtenu avec une plate-forme de force simple est un barycentre unique des forces de réaction mesurées sous les deux pieds. Par définition, ces deux méthodes de calcul donnent un résultat identique.

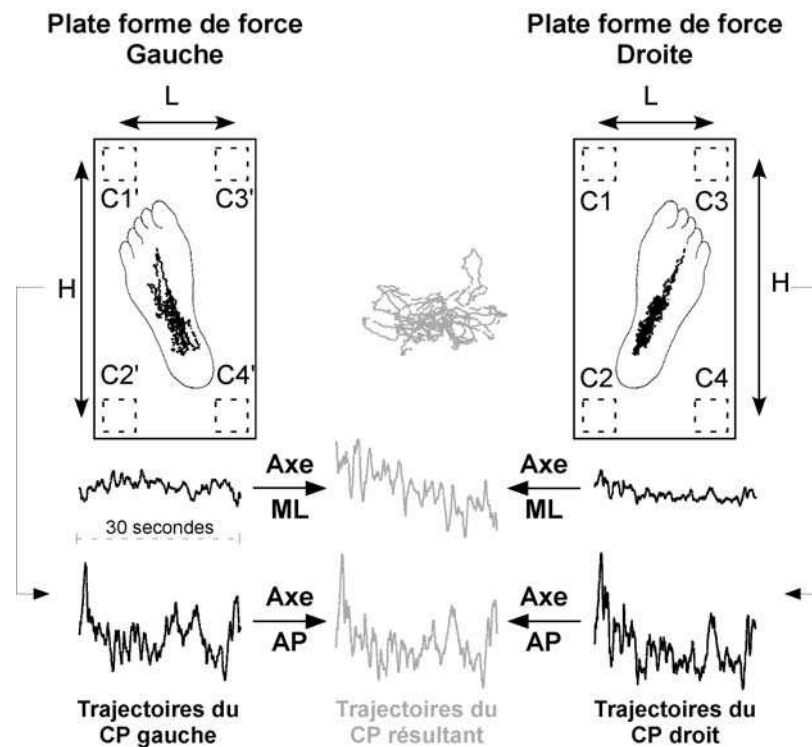


Figure 15 : Méthode de calcul du CP_{Res} . Partie haute : représentation du système double plate-forme de force ainsi que des trajectoires planaires des CP droit, gauche et résultant d'un sujet sain. Partie basse : Décomposition des mêmes trajectoires selon les axes ML et AP. Note : Pour plus de clarté, les échelles n'ont pas été respectées.

II.2.b. Signification fonctionnelle

Les CP mesurés sous chacun des appuis ou CP plantaires sont les barycentres des forces verticales appliquées sous les pieds droit et gauche. Ils correspondent aux points d'applications des forces de réactions appliquées sous les pieds droit et gauche. Les mouvements des CP plantaires sont la conséquence directe des actions musculaires mises en jeux par chaque appui pour contrôler l'équilibre (Okada et Fujiwara, 1983, Gatev et al. 1999 ; Kim et al. 2003). Dans le cas d'oscillations de grandes amplitudes, la contraction des muscles de la loge postérieure de la jambe est liée à un transfert du CP vers l'avant de l'appui. A l'inverse, la contraction des muscles de la loge antérieure induit un mouvement arrière du CP sous l'appui (**Figure 16**). L'amplitude du transfert du CP est liée à l'intensité de la force musculaire développée (Kim et al. 2003). Il est intéressant de noter que les contractions des groupes musculaires inverseurs et éverseurs induisent respectivement un transfert latéral et médial du CP sous l'appui, (Kim et al. 2003). Dans le cas d'un équilibre debout non perturbé, et du fait de la position antérieure du corps, la régulation posturale résulte principalement d'un niveau de tension plus ou moins important des muscles de la loge postérieure. Le travail musculaire des muscles de la loge antérieure est relativement faible, mais ne peut tout de même pas être négligé.

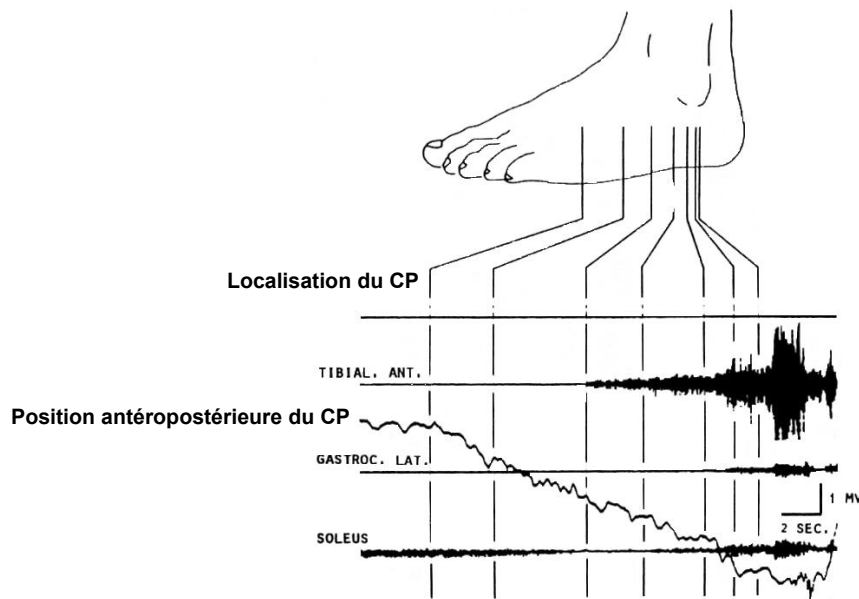


Figure 16 : Effet de la contraction musculaire des principaux muscles fléchisseurs/extenseurs de la cheville sur les trajectoires du CP mesurées sous un appui. (D'après Okada et Fujiwara, 1983). Un CP en avant est lié à une forte activation du soleus alors qu'un CP en arrière est lié à une forte activation du tibialis.

L'analyse des trajectoires des CP sous chacun des appuis est pertinente dans la mesure où elle permet de rendre compte des actions musculaires mises en jeu par chacun des appuis dans le contrôle de la posture debout. La station debout non perturbée est fréquemment assimilée à un pendule inversé, oscillant autour de l'axe des chevilles (Winter et al. 1996). Dans ce cadre, les caractéristiques des trajectoires des CP plantaires, principalement organisées selon l'axe de flexion/extension de la cheville (Genthon et Rougier, 2003), pourraient être utilisées afin de décrire spécifiquement la stratégie de cheville mise en place sous chacun des appuis. Les interprétations doivent tout de même rester prudentes, dans la mesure où selon l'axe AP, un mouvement de hanche peut aussi induire un déplacement des CP sous les appuis.

Le CP résultant est le barycentre des CP mesurés sous les appuis droit et gauche. Cette trajectoire est très fréquemment utilisée pour décrire le comportement postural (Raymakers et al. 2005). Dans la mesure où elle ne semble pas être la variable principalement contrôlée dans le maintien de l'équilibre, son étude demeure insatisfaisante. L'analyse des trajectoires du CG semble être plus pertinente. Les trajectoires du CP_{Res} ont été calculées afin d'estimer les trajectoires du CG, mais ne seront pas analysées au cours des études présentées.

II.3. Le centre de gravité

Sur la base de mesures cinétiques, deux méthodes sont utilisées afin d'estimer le trajectoires du CG. La première méthode consiste à estimer les trajectoires du CG sur la base du CP_{Res} , la seconde consiste à effectuer une double intégration des forces de cisaillement, utiles à l'estimation des accélérations communiquées au CG. Ces méthodes sont des approximations et sont toutes deux limitées par différentes imprécision et postulats de base (ex : imprécision des lois de la dynamique inverse pour la double intégration, modèle simplificateur pour l'estimation du CG sur le CP_{Res} , etc...). Tout comme pour l'estimation cinématique du CG, ces méthodes ne permettent pas le calcul précis des trajectoires du CG. Ces trois méthodes donnent des résultats relativement proches (lafond et al. 2004). Les trajectoires du CG seraient sous estimées si elles sont calculées sur la base des trajectoires du CP_{Res} , par rapport aux deux autres méthodes. Pourtant, du fait des limites de chacune de ces méthodes, les travaux de Lafond et al. (2004) ne permettent en aucun cas de valider l'une ou l'autre. Pour cette raison, ces trois méthodes semblent pouvoir être utilisées. Nous avons utilisé le modèle de Brenière (1996) permettant l'estimation des trajectoires du CG sur la base des trajectoires du CP_{Res} . Cette méthode permet de s'affranchir d'une analyse cinématique, matériellement, humainement et financièrement très lourde à mettre en œuvre.

II.3.a. *Définition générale, pré requis et validation du modèle de Brenière (1996)*

L'estimation des mouvements horizontaux du CG sur la base des mouvements du CP_{Res} a été effectuée à l'aide d'un modèle mathématique proposé par Brenière en 1996. Ce modèle, initialement proposé dans une tâche de piétinement, fut étendu à la station debout immobile par Caron et al. (1997). Il est basé sur une relation fréquentielle entre les amplitudes des déplacements du CP_{Res} et de la projection horizontale du CG (CG_h). Il définit un rapport d'amplitude entre les déplacements du CP_{Res} et du CG_h en fonction de la fréquence d'oscillation des sujets (Figure 17).

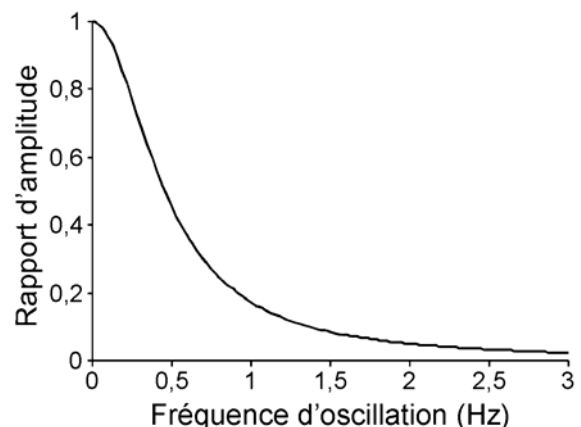


Figure 17 : Exemple de rapport d'amplitude entre les mouvements horizontaux du CG et du CP_{Res} (CG_h/CP_{Res}). Ce rapport est défini en fonction de la fréquence d'oscillation du CP_{Res} .

Pour une fréquence d'oscillation du CP_{Res} de 0 Hz (immobilité totale), le rapport CG_h/CP_{Res} prend une valeur de 1, signifiant une similitude entre les trajectoires du CG_h et du CP_{Res} . Plus la fréquence d'oscillation du CP_{Res} augmente, plus la valeur du rapport d'amplitude diminue, révélant une augmentation de l'écart entre les trajectoires du CG_h et du CP_{Res} .

La méthode de Brenière (1996) est basée sur les principes fondamentaux de la dynamique inverse. Son utilisation est permise dans la mesure où l'on accepte deux hypothèses initiales : -i) La hauteur du CG est supposée constante. Les déplacements angulaires du CG sont donc supposés proportionnels à leurs mouvements horizontaux. -ii) Le moment d'inertie corporel est supposé constant. Dans la mesure où le corps oscille tel qu'un pendule inversé, ces deux hypothèses peuvent être considérées comme valides.

II.3.b. Définition mathématique du modèle de Brenière (1996)

Le rapport d'amplitude entre la projection horizontale du CG (CG_h) et du CP_{Res} se définit comme suit :

$$CG_h = \frac{\Omega_0^2}{\Omega_0^2 + \Omega^2} \times CP_{Res}$$

où $\Omega = 2\pi f$ correspond à la pulsation (f est la fréquence des mouvements du CP).

où $\Omega_0 = \sqrt{\frac{m \times g \times h}{I_{CG} + m \times h}}$ correspond à la fréquence naturelle du corps, c'est à dire la

pulsation propre. Ω_0 est définie par l'accélération gravitaire ($g = 9,81 \text{ m.s}^{-2}$), les données anthropométriques du sujet (m = masse ; h = hauteur du CG par rapport à l'axe de rotation des chevilles), et le moment d'inertie du CG par rapport à l'axe de la cheville (I_{CG}).

Les différents segments corporels n'oscillant pas tous autour du même axe de rotation, l'inertie du CG par rapport à l'axe de la cheville ne correspond pas à la somme des moments d'inertie segmentaires. Le calcul de l'inertie du CG par rapport à l'axe des chevilles se base sur le théorème des axes parallèles (Théorème de Huygens). D'après ce théorème, l'inertie du CG est égale à la somme des moments d'inertie segmentaires (I_{CGi}) modulée par la masse et la localisation spatiale des différents segments :

$$I_{CG} = \sum_{i=1}^n I_{CG_i} + \sum_{i=1}^n (m_i \times r_i^2)$$

avec m_i = masse segmentaire, et r_i^2 = distance entre le CG segmentaire (CG_i) et l'axe de rotation.

L'inertie des différents segments corporels est calculée par rapport à un axe de rotation passant par leurs CG segmentaires

$$I_{CG_i} = m_i \times (K_{CG_i} \times L_i)^2$$

avec K_{CG_i} = rayon de giration segmentaire, et L_i = longueur du segment.

II.3.c. Utilisation du modèle de Brenière (1996)

La relation entre les trajectoires du CP_{Res} et du CG_h étant définie dans une base fréquentielle, les trajectoires du CP_{Res} doivent être au préalable converties dans le domaine fréquentiel à l'aide d'une transformée rapide de Fourier (trF, Figure 18). Le calcul des spectres de fréquence du CG_h se fait par simple multiplication des spectres du CP_{Res} selon chaque axe et du filtre CG_h/CP_{Res} . Les trajectoires du CG_h dans le domaine temporel sont obtenues par une transformée rapide de Fourier inverse (trFi).

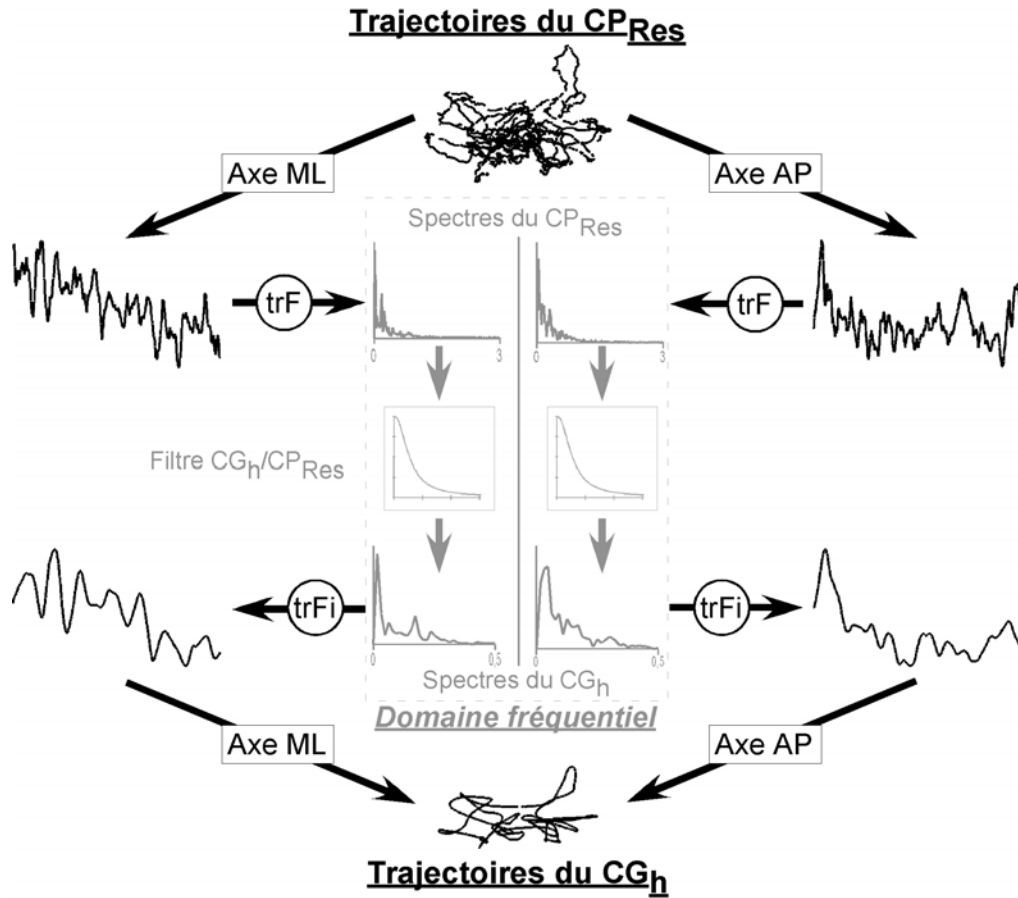


Figure 18 : Méthode d'estimation de la trajectoire du CG_h à partir de celle du CP_{Res} (Application du modèle de Brenière, 1996).

II.3.d. Signification fonctionnelle

Le centre de gravité (CG) est défini comme le barycentre des centres de masse des différents segments corporels. La trajectoire du CG représente les mouvements corporels moyens. Elle serait la variable principalement contrôlée lors du maintien de la station debout (Babinski 1889 ; Gollhofer et al. 1989 ; Clément et al. 1984 ; Horstmann et Dietz, 1990 ; Mouchnino et al. 1992 ; Massion et al. 1995 ; Mouchnino et al. 1996 ; Massion et al. 1997).

Les mouvements du CG sont d'autant plus intéressants à prendre en compte dans le cadre de protocoles où la consigne principale donnée aux sujets est de réduire les mouvements du corps. Par cette variable, l'adéquation du comportement des sujets avec la consigne donnée peut être estimée. La réduction des mouvements du CG peut dans ce cadre servir à définir la performance posturale. Nos protocoles s'inscrivent dans ce cadre particulier : l'amplitude des trajectoires du CG va donc servir à quantifier l'instabilité posturale et par suite la capacité des sujets à répondre à la consigne donnée.

II.4. La différence $CP_{Res}-CG_h$

II.4.a. Méthode de calcul

Le calcul des trajectoires de la différence $CP_{Res}-CG$ est une simple soustraction des trajectoires du CP_{Res} et du CG dans le domaine temporel ou fréquentiel.

II.4.b. Signification fonctionnelle

D'un point de vue mécanique, et dans la mesure où le corps oscille tel un pendule inversé (Gurfinkel, 1973 ; Winter et al. 1998 ; Gatev et al. 1999), il existe une relation linéaire négative entre les accélérations transmises au CG et l'amplitude de la différence $CP_{Res}-CG$ (Brenière et al. 1987 ; Winter, 1995 ; Gage et al. 2004). La distance horizontale entre les positions du CP_{Res} et du CG définit la direction et l'intensité du couple déstabilisateur. Par suite, en fonction de l'inertie du système, ce couple de force va induire une accélération du CG (Figure 19).

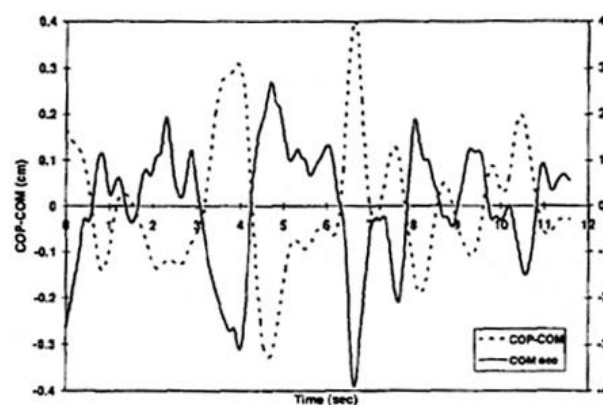


Figure 19 : Evolution en fonction du temps de l'accélération du CG (ligne pleine : COM acc) et de la différence $CP_{Res}-CG$ (ligne pointillée : COP-COM) (D'après Winter, 1995).

La différence $CP_{Res}-CG$ a été utilisée afin d'estimer le niveau de raideur neuromusculaire du système postural (Winter et al. 1998). Dans ce cadre, le maintien postural est assimilé à un système masse-ressort oscillant autour des articulations de la cheville ou de la hanche. La fréquence d'oscillation du système serait dépendante de son inertie et de la tension du ressort, ou raideur neuromusculaire. La fréquence d'oscillation des trajectoires de la différence $CP_{Res}-CG$ a été utilisée afin d'estimer le niveau de raideur neuromusculaire investi dans le maintien de la station debout (Winter et al. 1998, Rougier et al. 2001). Ainsi, l'analyse des trajectoires de la différence $CP_{Res}-CG$ peut être utilisée dans l'estimation des moyens mis en œuvre pour stabiliser l'équilibre debout.

III. Les paramètres utilisés

III.1. L'analyse stabilométrique du contrôle postural utilise une pluralité de paramètres

Dans l'objectif de mieux caractériser le comportement postural, une multitude de paramètres et de méthodes d'analyse ont été appliquées à l'analyse de la station debout. Ces différentes méthodes se basent sur des outils mathématiques distincts et permettent une compréhension spécifique du signal.

La première méthode utilisée consiste à décrire les caractéristiques spatio-temporelles de la trajectoire du CP (ou du CG). Cette méthode est la plus anciennement utilisée et est généralement nommée : « méthode classique ». Les paramètres utilisés sont par exemple : les positions moyennes, la longueur, la surface (Tagaki et al. 1985), la variance ou la vitesse moyenne. Ces paramètres décrivent les caractéristiques générales de la trajectoire. Ils sont simples d'utilisation et facilement lisibles. La critique majeure pouvant être faite porte sur la sensibilité de certains de ces paramètres aux conditions de l'expérimentation et notamment au temps d'acquisition. Dans le cadre d'études cliniques, les protocoles sont mis en place en fonction des caractéristiques propres des sujets. Les temps d'acquisition peuvent alors être variables, rendant plus difficile la comparaison de données issues de différentes études. De plus, les paramètres tels que la longueur ou la surface ne permettent pas de distinguer des effets spécifiques à l'axe d'étude.

La seconde méthode se base sur une analyse fréquentielle des trajectoires. L'analyse fréquentielle la plus classique consiste à caractériser les spectres de fréquence obtenus après transformée rapide de Fourier des signaux stabilométriques. Les auteurs se limitent généralement à la caractérisation globale des spectres de fréquence sur des bandes de fréquence particulières au moyen de paramètres tels que la fréquence moyenne ou médiane ou la racine des moindres carrés (Roots mean square, RMS). Ces paramètres permettent de définir les caractéristiques spatio-temporelles des signaux posturaux selon différents axes spécifiques. Calculés dans une base fréquentielle, ces paramètres sont sensibles à l'amplitude de la bande de fréquence de calcul. Dans la mesure où les paramètres sont calculés sur une bande de fréquence similaire, les données issues de différentes études peuvent être plus facilement comparées. Certains auteurs se sont attachés à décrire spécifiquement les différents pics de fréquence caractéristiques d'un spectre. Cette méthode a permis par exemple de distinguer trois bandes de fréquence principales dans les spectres du CP_{Res} (Thomas et Whitney, 1959 ; Murray et al. 1975 ; Bouisset et Duchene, 1994). Chaque pic de fréquence aurait une signification particulière. Les basses fréquences seraient liées aux régulations posturales (Thomas et Whitney, 1959; Murray et al. 1975). Les plus hautes fréquences seraient liées aux perturbations internes à la posture (respiration, battements cardiaques, instabilité de la contraction musculaire, Bouisset et Duchene, 1994). Cette méthode présente une limite, dans la mesure où elle ne permet pas de rendre compte des caractéristiques dynamiques des trajectoires.

La troisième méthode se base sur l'analyse fractale des signaux stabilométriques. Cette méthode a été utilisée dans des domaines extrêmement divers tel que la géographie (Richardson, 1961), l'astronomie (Hoyle, 1953), ou encore la psychologie (Delignieres et al. 2004). Elle a été adaptée à l'étude des signaux posturaux par Collins et De Luca (1993). Elle consiste à décrire la dimension fractale d'un objet (Mandelbrot et van Ness, 1968). La dimension fractale permet de rendre compte du degré d'irrégularité de l'objet. Par la description du lien pouvant exister entre les différents points d'une trajectoire, elle nous renseigne sur la nature du processus investi. En d'autres termes, elle permet de rendre compte du degré de contrôle investi dans une trajectoire : le mouvement est-il totalement aléatoire ou existe-t-il un certain degré de contrôle ? L'étude fractale des signaux posturaux a permis de mettre en avant deux mécanismes de contrôles distincts investis dans la régulation de la station debout (Collins et De Luca, 1993). Elle nous renseigne sur les mécanismes sous jacents au contrôle de la posture. La validité de l'application de cette méthode dans l'analyse posturale reste tout de même controversée (Delignière et al. 2003).

III.2. Choix des paramètres

Etant donnée la multitude de paramètres utilisables pour la description du comportement postural, un choix doit être impérativement fait. Les paramètres ont été choisis en fonction de nos moyens techniques, de leur lisibilité et de leur aptitude à répondre aux objectifs des études. Ce travail de thèse répond à deux objectifs principaux : -i) caractériser le comportement postural de patients victimes d'une déficience unilatérale, -ii) analyser les stratégies de contrôle des deux appuis dans le maintien de la station debout.

Les paramètres ont été utilisés afin de caractériser les trajectoires des CP sous chacun des appuis (droit et gauche), du CG et de la différence $CP_{Res}-CG_h$. Le choix des paramètres a été fait dans l'objectif de caractériser indépendamment l'orientation et la stabilisation posturale (Massion, 1992).

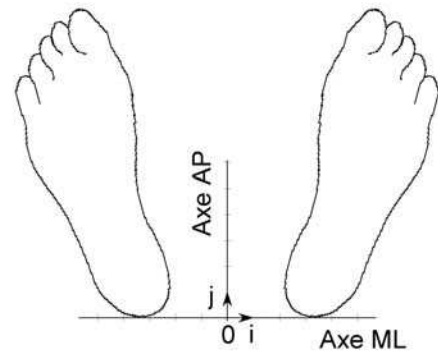
L'orientation posturale (composante statique) a été caractérisée depuis les positions moyennes des différents déplacements (CP droit et gauche et CG) et de la répartition de poids corporel sur les deux appuis.

La stabilisation posturale (composante dynamique) a été caractérisée depuis deux méthodes –i) une analyse fréquentielle des trajectoires (CP droit et gauche, CG, et $CP_{Res}-CG$) (Farenc et Rougier, 2000). Cette méthode a été choisie pour sa robustesse et sa capacité à rendre compte des caractéristiques spatio-temporelles des trajectoires. –ii) le calcul des fonctions d'inter-corrélations (Max, 1985). Cette méthode a été utilisée dans l'analyse du comportement postural au cours d'études cinématiques (Amblard et al. 1994). Dans le cadre de notre travail, elle a été utilisée afin de caractériser le lien spatio-temporel existant entre les trajectoires des CP sous les deux pieds. Elle permet de rendre compte des stratégies de contrôle des CP plantaires.

III.3. Paramètres caractéristiques de l'orientation posturale

III.3.a. Les positions moyennes

Le calcul des positions moyennes des différentes trajectoires (CP_{droit} , CP_{gauche} , CP_{Res} et CG_h) a été effectué dans un repère dont le centre est défini par l'intersection entre la ligne postérieure des talons et la ligne médiane entre les deux appuis (Figure 20).



F
Figure 20 : Représentation du repère d'analyse.

III.3.b. La répartition de poids corporel sur les appuis

Le pourcentage de poids corporel appliqué sur le pied droit a été calculé comme suit :

$$\%Poids_{\text{droit}} = \frac{R_{\text{droit}}}{R_{\text{droit}} + R_{\text{gauche}}} \times 100$$

où R_{droit} et R_{gauche} sont les forces de réaction verticales enregistrées respectivement sous les appuis droit et gauche. Le même calcul a été effectué pour l'appui gauche.

III.3.c. Significations fonctionnelles des paramètres

Selon la trajectoire étudiée, la signification fonctionnelle des différentes positions moyennes est différente.

Par définition, les positions moyennes des CP mesurés sous les appuis droit et gauche représente la localisation moyenne du point d'application des forces sous les pieds droit et gauche. Les positions moyennes des CP plantaires sont utilisées pour définir la localisation principale des pressions sous les pieds des sujets.

Par définition, la position moyenne du CG_h représente la projection au sol de la localisation moyenne du corps. Ce paramètre est utilisé pour définir le positionnement corporel dans les plans frontaux et sagittaux.

La répartition de poids corporel sur les appuis est utilisée afin de caractériser le positionnement des sujets dans le plan frontal.

III.4. Paramètres caractéristiques de la stabilisation posturale

III.4.a. Caractérisation spatio-temporelle des trajectoires : l'analyse fréquentielle

Méthode de calcul

L'analyse fréquentielle utilisée porte sur la caractérisation globale des spectres de fréquence. Les spectres ont été représentés sur la base des modules des complexes en fonction des différentes fréquences des mouvements (Figure 21).

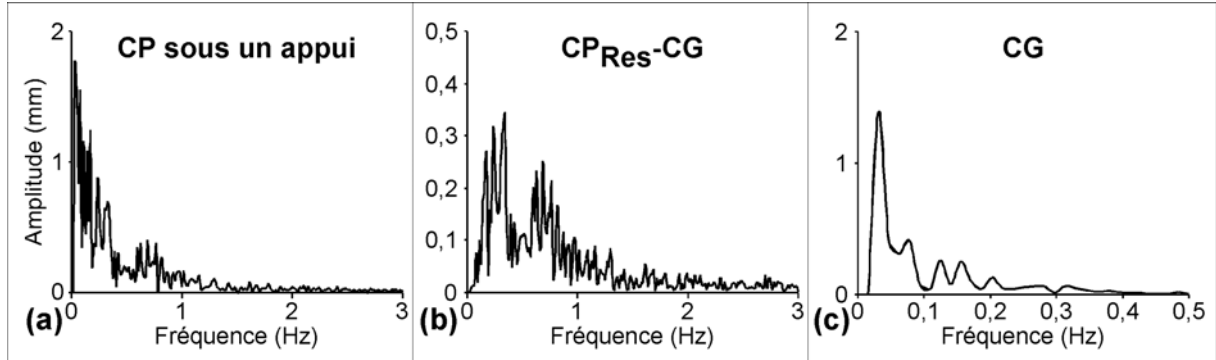


Figure 21 : Exemples de spectres de fréquence caractéristiques des trajectoires du CP sous un appui (a), de la différence $CP_{Res}-CG$ (b) et du CG (c) obtenus chez un sujet sain.

Les spectres de fréquence ont été caractérisés au moyen de deux paramètres (Farenc et Rougier, 2000) : la racine des moindres carrés (root mean square, RMS) et la fréquence de la puissance moyenne (FPM) (Figure 22) :

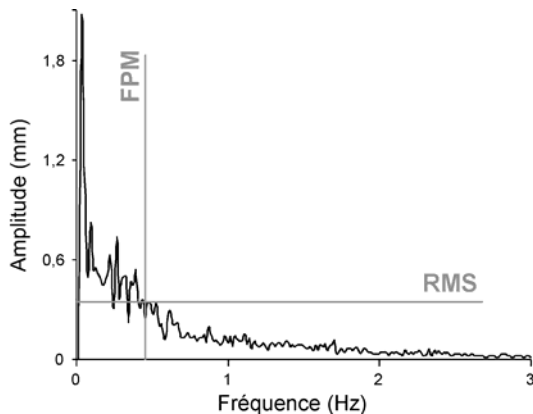


Figure 22 : Exemple de spectre de fréquence de CP sous un appui. Les paramètres RMS et FPM sont notés.

- ✓ La RMS, représentative de l'énergie totale du spectre, permet de quantifier les amplitudes moyennes des oscillations indépendamment de la fréquence. Elle représente les caractéristiques spatiales de la trajectoire et est calculée à partir de la relation suivante :

$$\sqrt{\frac{\sum_{i=j}^{i=k} A_i^2}{k}}$$

où i représente chaque classe de fréquence, j et k les bornes inférieure et supérieure de la bande de fréquences choisie, A_i l'amplitude de chaque classe.

- ✓ **La FPM** est la fréquence moyenne du spectre. Elle permet d'étudier la distribution fréquentielle des amplitudes et par la suite le temps moyen nécessaire au mouvement analysé pour revenir dans une position identique.

$$FPM = \sum_{i=j}^{i=k} (S_i \times A_i) / \sum_{i=j}^{i=k} A_i$$

où S_i est la fréquence centrale de chaque classe.

L'analyse fréquentielle a été appliquée de manière légèrement différente en fonction des trajectoires considérées. Les spectres de fréquence des CP sous les appuis droit et gauche ont été caractérisés sur la base de la RMS et de la FPM calculées dans le plan et du rapport d'allongement.

Le rapport d'allongement (RA) a été défini et utilisé afin de caractériser la forme des trajectoires des CP sous les appuis. Pour cela, les trajectoires des CP plantaires ont été décomposées selon les axes longitudinaux et latéraux des pieds. Les trajectoires décomposées ont été converties dans le domaine fréquentiel à l'aide d'une transformée rapide de Fourier. Le rapport d'allongement a été calculé sur la base des RMS caractéristiques des spectres longitudinaux et latéraux (Figure 23) :

$$RA = \frac{RMS_{longitudinal} - RMS_{latéral}}{RMS_{longitudinal} + RMS_{latéral}}$$

Par définition le rapport d'allongement est borné entre -1 et 1. Une valeur de 0, signifie que les amplitudes latérales et longitudinales sont similaires. Un rapport d'allongement de 1 signifie que les trajectoires du CP sous l'appui sont organisées selon son axe longitudinal, et inversement pour une valeur de -1.

Les spectres de fréquence des trajectoires de la différence $CP_{Res}-CG$ et du CG ont été caractérisés sur la base de la RMS et de la FPM, calculés selon les deux axes indépendants : médio-latéral (ML) et antéropostérieur (AP).

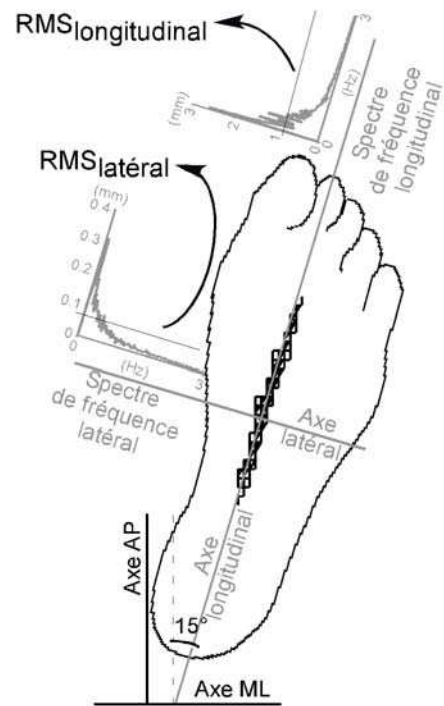


Figure 23 : Illustration de la méthode de calcul du rapport d'allongement du CP sous un appui. Note : la trajectoire du CP et le pied sont représentés à des échelles différentes.

Significations fonctionnelles des paramètres

Les paramètres fréquentiels ont été utilisés afin de décrire les caractéristiques des spectres de fréquence des différentes trajectoires acquises à l'aide d'une double plate-forme de force (CP droit, CP gauche, CP_{Res}-CG et CG). Ils permettent de caractériser tout autant les caractéristiques spatiales (RMS et rapport d'allongement) que les caractéristiques temporelles (FPM) des différentes trajectoires mesurées. En fonction de la trajectoire étudiée, les paramètres fréquentiels n'ont pas la même signification.

Sous les appuis (CP droit et gauche), les paramètres fréquentiels ont été calculés sur une bande de fréquence de 0 à 3Hz. Le rapport d'allongement représente l'organisation (la forme) des trajectoires des CP droit et gauche. Ce paramètre permet d'analyser l'organisation de ces trajectoires sous chacun des pieds. La RMS, calculée dans le plan, permet d'analyser l'amplitude moyenne des trajectoires des CP droit et gauche. La FPM, calculée dans le plan, représente la fréquence moyenne des déplacements des CP droit et gauche. Ces paramètres sont représentatifs de l'organisation des forces de réaction mises en jeu sous les deux pieds. Ils sont liés à l'amplitude et à l'organisation des contractions musculaires mises en jeu sous les appuis.

La RMS et la FPM, caractérisant les spectres de fréquence de la différence CP_{Res}-CG, ont été calculées sur une bande de fréquence de 0 à 3Hz, selon deux axes indépendants : ML et AP. La RMS et la FPM représentent l'amplitude et la fréquence moyenne des trajectoires de la différence CP_{Res}-CG. Elles s'interprètent, respectivement, comme les accélérations transmises au CG et la raideur neuromusculaire mise en jeu.

La RMS et la FPM, caractérisant les spectres de fréquence du CG, ont été calculées sur une bande de fréquence de 0 à 0,5Hz, selon les axes ML et AP. Elles représentent respectivement l'amplitude et la fréquence moyenne des mouvements corporels. Le paramètre RMS du CG a été utilisé afin d'évaluer la performance posturale, définie dans nos protocoles par la capacité des patients à réduire l'amplitude de leurs mouvements corporels.

III.4.b. Etude des stratégies de contrôle des appuis plantaires : l'analyse des fonctions d'inter-corrélation

Méthode de calcul

Le principe des fonctions d'inter-corrélation est de calculer une corrélation entre deux trajectoires pour différents décalages temporels croissants. Les fonctions d'inter-corrélation ont été construites sur la base de la formule suivante (Figure 24, Max, 1985) :

$$C(\tau) = 1/T \int_{\tau}^T CP_d(t) CP_g(t - \tau) dt$$

où CP_d et CP_g correspondent aux positions des CP plantaires droit et gauche définies sur un temps total T.

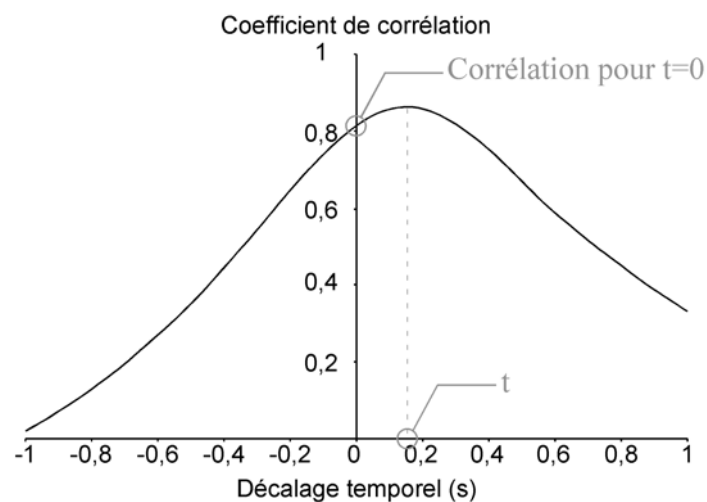


Figure 24 : Exemple de fonction d'inter-corrélation calculée entre les trajectoires des CP droit et gauche.

Deux paramètres sont extraits des fonctions d'inter-corrélation (Figure 24) :

- La corrélation pour un décalage temporel nul.
- L'abscisse du maximum de la fonction d'inter-corrélation, correspondant au décalage temporel.

Significations fonctionnelles des paramètres

Les paramètres caractérisant les fonctions d'inter-corrélations mettent en évidence la relation spatio-temporelle existant entre les trajectoires des CP mesurées sous les appuis droit et gauche. En d'autres termes, cette méthode permet d'évaluer le niveau d'indépendance ou de dépendance des trajectoires des CP enregistrés sous les appuis droit et gauche. Cet outil nous renseigne sur les niveaux de relation spatiale et de synchronisation temporelle des trajectoires des CP mesurés sous les appuis droit et gauche.

La corrélation, pour un décalage temporel nul, rend compte de la relation spatiale existante entre les deux trajectoires des CP droit et gauche. Une valeur de corrélation proche de 0 révèle une indépendance des trajectoires des CP plantaires ; à l'inverse une corrélation proche de 1 ou de -1 révèle respectivement des trajectoires en phase ou en opposition de phase.

L'abscisse du maximum de la fonction d'inter-corrélation correspond au **décalage temporel** entre les deux trajectoires, c'est-à-dire à la relation temporelle entre les déplacements enregistrés sous les deux appuis droit et gauche. Un décalage temporel nul est révélateur de trajectoires des CP droit et gauche totalement synchronisées. Un décalage temporel positif est révélateur de mouvements du CP de l'appui droit en avance par rapport au CP de l'appui gauche et *vice versa* pour des décalages temporels négatifs.

IV. Résumé des paramètres utilisés

Les paramètres ont été choisis afin de décrire indépendamment les composantes statiques (l'orientation, **Tableau 1**) et dynamiques (la stabilisation, **Tableaux 2 et 3**) de l'équilibre debout. Ils permettent de décrire le rôle de chacun des appuis dans le maintien de l'équilibre, puis les conséquences sur les trajectoires résultantes que sont les mouvements corporels (CG) et la raideur neuromusculaire ($CP_{Res}-CG$).

	Caractéristiques des appuis		Caractéristiques globales
	CP plantaires	% de poids	CG
	Position moyenne	Position moyenne	Positions moyennes
Paramètres			
Signification fonctionnelle	Localisation moyenne des pressions sous chacun des pieds	Mise en charge des appuis (positionnement latéral)	Localisation moyenne de la position corporelle (positionnement latéral et antéropostérieur)

Tableau 1 : Résumé des paramètres utilisés pour caractériser l'orientation posturale des sujets (composante statique de l'équilibre debout).

Deux analyses ont été utilisées afin de caractériser la stabilisation posturale des sujets. La première analyse, basée sur une analyse fréquentielle, consiste à décrire l'organisation spatio-temporelle des différentes trajectoires (**Tableau 2**). Une seconde, basée sur l'étude des fonctions d'inter-corrélation, permettant d'analyser le lien spatio-temporel pouvant exister entre les trajectoires mesurées sous les appuis (**Tableau 3**).

	Caractéristique des appuis			Caractéristiques globales			
	CP droit et CP gauche			CP _{Res} -CG		CG	
	RMS	FPM	Allongement	RMS	FPM	RMS	FPM
Significations	Amplitude des variations des force de réaction sous les pieds droit et gauche	Fréquence des variations de force de réaction sous les pieds droit et gauche	Organisation des trajectoires des CP sous les pieds (Forme des trajectoires).	Amplitude de la différence CP _{Res} -CG	Fréquence de la différence CP _{Res} -CG	Amplitude du CG	Fréquence du CG
Interprétations fonctionnelles	Amplitude des variations de tension musculaires sous les pieds droit et gauche	Fréquence des co-contractions musculaires sous les pieds droit et gauche	Organisation du patron musculaire mis en place sous chaque appui	Accélération transmises au CG	Raideur neuro-musculaire	Amplitude des mouvements corporels	Fréquence des mouvements corporels

Tableau 2 : Résumé des paramètres utilisés afin de décrire la stabilisation posturale des sujets (composante dynamique de l'équilibre debout).

Paramètres	Intervention relative des deux appuis	
	Calcul des inter-corrélations entre les CP droit et gauche	
	Corrélation	Décalage temporel
Significations fonctionnelles	Relation spatiale entre les trajectoires des CP mesurés sous les appuis droit et gauche.	Relation temporelle entre les trajectoires des CP mesurés sous les appuis droit et gauche.

Tableau 3 : Résumé des paramètres utilisés pour décrire le lien spatio-temporel existant entre les trajectoires des CP de chaque appuis (composante dynamique de l'équilibre debout).

Chapitre 3 : Description des cas cliniques

Cas particulier 1 : contrôle postural après accident vasculaire cérébral

Après accident vasculaire cérébral (AVC), les patients se caractérisent généralement par de fortes perturbations de l'équilibre. Après un AVC supratentorial, le temps moyen pour retrouver la capacité à se maintenir debout pendant 10s est d'environ 44 jours (25^{ème}-75^{ème} quartiles=38-57 jours ; Smith et Baer, 1999). L'équilibre debout des patients hémiplegiques se caractérise classiquement par : -i) une asymétrie de la répartition de poids corporel sur les appuis au détriment de l'appui parétique, -ii) une forte dispersion des coordonnées du CP_{Res}. La perte de force musculaire (Bohannon, 1989 ; Marigold et al. 2004), l'asymétrie du tonus musculaire (Marigold et al. 2004 ; Marsden et Greenwood, 2005), les déficits somatosensoriels (Di Fabio et Badke, 1991), l'erreur de perception de la verticale visuelle (Bonan et al. 2006) et l'altération de la construction spatiale du schéma corporel (Rode et al. 1997) participent très certainement aux déficiences énoncées précédemment (pour une revue de la littérature, voir les travaux de Pérennou et Bronstein, 2005 et de Geurts et al. 2005).

Dans la mesure où les capacités posturales des patients hémiplegiques semblent être un bon indicateur des risques de chute (Forster et Young, 1995), l'évaluation de leur équilibre debout est fréquemment utilisée. Elle est généralement mise en place sur la base d'une simple plate-forme de force, permettant la mesure des trajectoires du CP_{Res} (Rode et al. 1997 ; Dettmann et al. 1987 ; Shumway-Cook et al. 1988), ou d'un système composé de deux plates-formes de force, permettant la mesure de la répartition de poids corporel sur les deux jambes et de la contribution de ces dernières dans le maintien de l'équilibre debout (Dickstein et al. 1984; Mizrahi et al. 1989; Haart et al. 2004). A l'aide de cet outil, Mizrahi et al. (1989) et de Haart et al. (2004) ont mis en avant une asymétrie de localisation et de variation des forces de réaction mesurées sous chacun des appuis. Plus précisément, les travaux de Haart et al. (2004) ont analysé son évolution avec le temps, sans pour autant étudier les possibles relations entre les caractéristiques posturales et cliniques des patients.

Face à ce contexte, l'objectif de ce travail a été : -i) de dissocier les déficiences posturales, issues des pertes neurologiques, des déficiences causées par l'asymétrie de répartition de poids corporel sur les appuis. -ii) par l'analyse des trajectoires des CP plantaires, de clarifier les causes de la dispersion du CP_{Res} généralement mesurée. -iii) de comprendre les répercussions de cette dispersion sur la stabilité posturale (mouvements du corps). -iiii) d'analyser les possibles relations entre les caractéristiques posturales et les déficiences cliniques des patients.

I. Patients et sujets

27 patients victimes d'un premier AVC hémisphérique et 14 sujets sains appariés en âge, taille et poids ont été inclus (Tableau 4). Les patients avaient tous été admis en service de rééducation neurologique (distance moyenne : $42,5 \pm 49,7$ jours). Ils répondaient tous aux critères d'inclusion suivants : -1) consentement éclairé, -2) âge inférieur à 75 ans, -3) AVC ancien de moins de 6 mois, -4) première et unique lésion supratentorielle dans le territoire de l'artère cérébrale médiane (confirmation par IRM ou scanner), -5) stabilité médicale, -6) capacité de se tenir debout sans aide pendant 40s (score à l'item « posture debout » du PASS (Benaim et al. 1999) supérieur ou égal à 2, -7) capacité à comprendre et exécuter les consignes, -8) droitier (Test d'Edinburgh (Oldfield, 1971)).

	Sujets sains	Patients	Statistiques
Nombre	14	27	
Sexe (F/H)	6F / 8H	7F / 20H	
Age (ans)	$56,2 \pm 10,5$	$56,8 \pm 13,4$	$P > 0,05$
Taille (cm)	$171,0 \pm 8,3$	$169,8 \pm 7,9$	$P > 0,05$
Poids (Kg)	$66,8 \pm 11,5$	$63,7 \pm 9,8$	$P > 0,05$
Longueur de pieds (cm)	$25,6 \pm 1,7$	$25,2 \pm 1,9$	$P > 0,05$

Tableau 4 : Caractéristiques démographiques et anthropométriques des patients et sujets sains.

La localisation de la lésion cérébrale a été déterminée sur la base de l'atlas de Talairach et Tournoux (1988) : 0 (absence de lésion) ou 1 (lésion) sur 8 zones cérébrales (cortex frontal, Rolandique, pariétal, temporal, corona radiata, capsule interne, striatum et thalamus). Comme il a été préalablement proposé (Pérennou et al. 2000), la taille de lésion a été estimée depuis le nombre de zones cérébrales lésées. La perte de force des membres inférieurs et supérieurs du côté parétique a été déterminée par un examen clinique adapté aux patients avec troubles neurologiques centraux (Held et al. 1975) : 16 groupes musculaires ont été évalués sur une échelle de 5 points. L'échelle est bornée de 0 (force normale) à 80 (absence de contraction). La présence de spasticité a été évaluée à l'aide de l'échelle d'Ashworth (Ashworth, 1964) sur 10 groupes musculaires. Le score de spasticité est borné de 0 (absence de spasticité) à 40 (spasticité sévère et diffuse). La perte de sensibilité tactile plantaire a été évaluée à l'aide des mono-filaments de Semmes-Weinstein, appliqués sur la pulpe du gros orteil (Semmes et al. 1960). Un jeu de 20 mono-filaments calibrés (longueur constante, diamètre variable) a été utilisé. Le logarithme de la force nécessaire à la déformation du mono-filament a été pris en compte, afin d'obtenir une échelle linéaire de 20 points. La négligence spatiale et corporelle a été évaluée à l'aide d'un ensemble de tests : 1) la négligence visuospatiale a été quantifiée depuis le nombre d'omissions au test des cloches

(Gauthier et al. 1989) et par la déviation au test de bissection (ligne de 200mm). 2) la négligence comportementale (négligence en vie quotidienne) a été quantifiée à l'aide du test de Beschin-Robertson (Azouvi et al. 2002). Cette échelle est bornée de 0 (absence de négligence) à 30 (négligence sévère). Le contrôle de l'équilibre a été évalué à l'aide du PASS (Benaim et al. 1999), borné de 0 (absence de contrôle postural) à 36 (équilibre normal). La marche a été évaluée à l'aide du test de Lindmark (Lindmark and Harim, 1988), borné de 0 (absence de marche) à 6 (marche normale), et par la mesure de la vitesse confortable de marche sur 10 mètres. L'autonomie fonctionnelle a été évaluée à l'aide de la MIF (mesure de l'indépendance fonctionnelle), bornée de 0 (dépendance fonctionnelle complète) à 126 (indépendance). Les caractéristiques cliniques des patients sont présentées dans le **tableau 5**.

Caractéristiques cliniques	Moyenne \pm Ecart type [Minimum-Maximum]
Distance de l'AVC (jours)	106,6 \pm 52,9 [25-200]
Taille de la lésion (0-8)	3,75 \pm 2,47 [1-8]
Côté de la lésion (D/G)	15D / 12G
Perte de force musculaire (0-80)	36,0 \pm 23,7 [0-66]
Spasticité (0-40)	7,2 \pm 6,7 [0-22]
Perte de sensibilité tactile (0-6,75 log.F-mg)	4,67 \pm 1,37 [2,83-6,75]
Nombre d'omissions au test des cloches (0-35)	2,00 \pm 2,88 [0-12]
Déviation en bissection (-100-100mm)	1,77 \pm 3,87 [-7,5-11,5]
Négligence comportementale (0-30)	4,16 \pm 5,47 [0-21]
Maintien postural (PASS : 0-36)	29,9 \pm 4,5 [20-36]
Autonomie de marche (Lindmark : 0-6)	3,5 \pm 1,8 [0-6]
Vitesse confortable de marche (m.s ⁻¹)	0,41 \pm 0,42 [0-1,52]
MIF (0-126)	99,0 \pm 17,8 [54-126]

Tableau 5 : caractéristiques cliniques des patients victimes d'un AVC.

II. Protocole expérimental

Les sujets sains et les patients ont reçu pour consigne de bouger le moins possible dans une position debout standardisée (talons écartés de 9 cm, angle de 30° entre les pieds, bras relâchés le long du corps : coudes étendus au minimum de 160°). Ils ont été évalués dans un local calme, sans orthèse, les yeux ouverts face à un environnement visuel stable (point fixe : diamètre 30mm, dans un environnement visuel composé de lignes verticales) (**Figure 25**).

Les sujets sains et les patients ont effectué 4 essais de 32 secondes (ils devaient être en position 5s avant le début de l'acquisition), avec une période de repos assis, d'une durée minimum de 2 minutes.

II.1. Consigne particulière donnée aux sujets sains

Du fait des effets néfastes de l'asymétrie de répartition de poids corporel sur les appuis (Genthon et Rougier, 2004), les sujets sains et les patients ont été évalués dans la même condition de répartition de poids corporel sur les appuis.

Cette dernière a été définie en fonction du comportement moyen des patients. Un essai préalable a été effectué au cours duquel l'expérimentateur a apporté un feedback auditif sur la répartition de poids corporel. Pendant les 4 essais mesurés, aucune consigne orale supplémentaire n'a été donnée afin de ne pas perturber l'évaluation posturale.



Figure 25 : Conditions d'évaluations des patients victimes d'un AVC et des sujets sains.

II.2. Traitement statistique

La normalité des distributions a été analysée sur l'ensemble des paramètres étudiés grâce à un test de Kolmogorov-Smirnov. La différence entre la distribution normale et les distributions testées n'était pas significative ($p > 0,05$). Les patients hémiparétiques et le groupe contrôle ont été comparés à l'aide d'une analyse de variance à 2 facteurs (groupe, pied). Les paramètres calculés sous les deux pieds ont été comparés à l'aide d'un test non-paramétrique pour échantillons appariés (test T de Wilcoxon). Les paramètres caractérisant les trajectoires résultantes (CP_{Res} -CG et CG) des patients et sujets sains ont été comparés à l'aide d'une ANOVA à 2 facteurs (groupe et axe). Les possibles relations entre les variables quantitatives cliniques et expérimentales ont été analysées grâce aux coefficients de corrélation non paramétriques de Spearman. Dans la mesure où plusieurs variables cliniques étaient liées à une variable expérimentale, cette analyse a été complétée par une analyse des régressions multiples. L'analyse multiple permet de hiérarchiser les différentes relations significatives. Pour l'ensemble des tests utilisés, le premier seuil de signification a été fixé à $p < 0,05$. Du fait du bornage du rapport d'allongement entre -1 et 1 (calculé sous les CP lésé et sain), les tests statistiques ont été appliqués sur les transformées z. La transformée z déborde et normalise la distribution. Elle se calcule comme suit :

$$z = \frac{1}{2} \log\left(\frac{1 + \text{Allongement}}{1 - \text{Allongement}}\right)$$

III. Résultats

III.1. Effets de l'AVC sur l'orientation posturale

III.1.a. Mise en charge de l'appui lésé

Comme il était escompté, les sujets sains ayant eu pour consigne d'adopter une posture asymétrique ont adopté la même asymétrie de répartition de poids corporel sur les appuis que les patients hémiparétiques. Le pourcentage de mise en charge de l'appui « sain » ou surchargé était de $65 \pm 5\%$ chez les sujets sains contre $65 \pm 12\%$ chez les patients hémiparétiques ($p > 0,05$).

III.1.b. Positions moyennes des CP plantaires lésé et sain

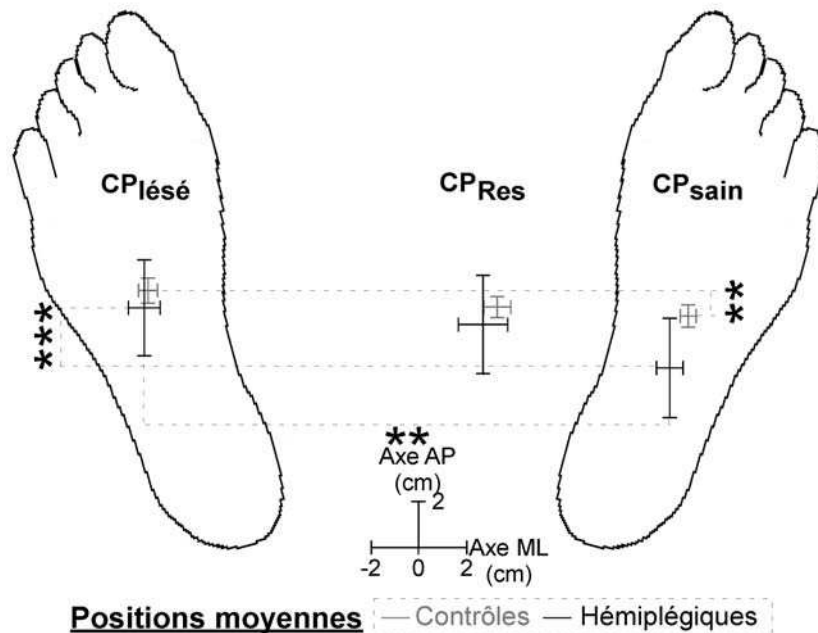


Figure 26 : Positions moyennes des CP mesurés sous les appuis lésé et sain des patients hémiparétiques (en noir) et sous les appuis déchargé et chargé des sujets sains asymétriques (en gris). ** = $p < 0,01$, *** = $p < 0,001$.

CP sous chacun des appuis : Selon l'axe ML, l'ANOVA n'a pas mise en avant d'effet de groupe ($F(1,78)=1,39$, $p=0,24$). Il n'y a pas de différence entre les positions moyennes des CP droit et gauche chez les sujets sains ($T=49$, $p=0,83$), alors que le CP lésé des patients est transféré vers l'extérieur ($T=68$, $p < 0,01$, Figure 26). Selon l'axe AP, l'ANOVA a mis en avant un effet de groupe ($F(1,78)=45,69$, $p < 0,001$), les CP des patients sont légèrement en arrière par rapport aux sujets sains. Par rapport au CP de l'appui « sain », le CP lésé est transféré vers l'avant chez les sujets sains asymétriques ($T=6$, $p < 0,01$), tout comme chez les patients hémiparétiques ($T=60$, $p < 0,01$).

III.2. Effets de l'AVC sur la stabilisation posturale

III.2.a. Caractéristiques des trajectoires des CP plantaires

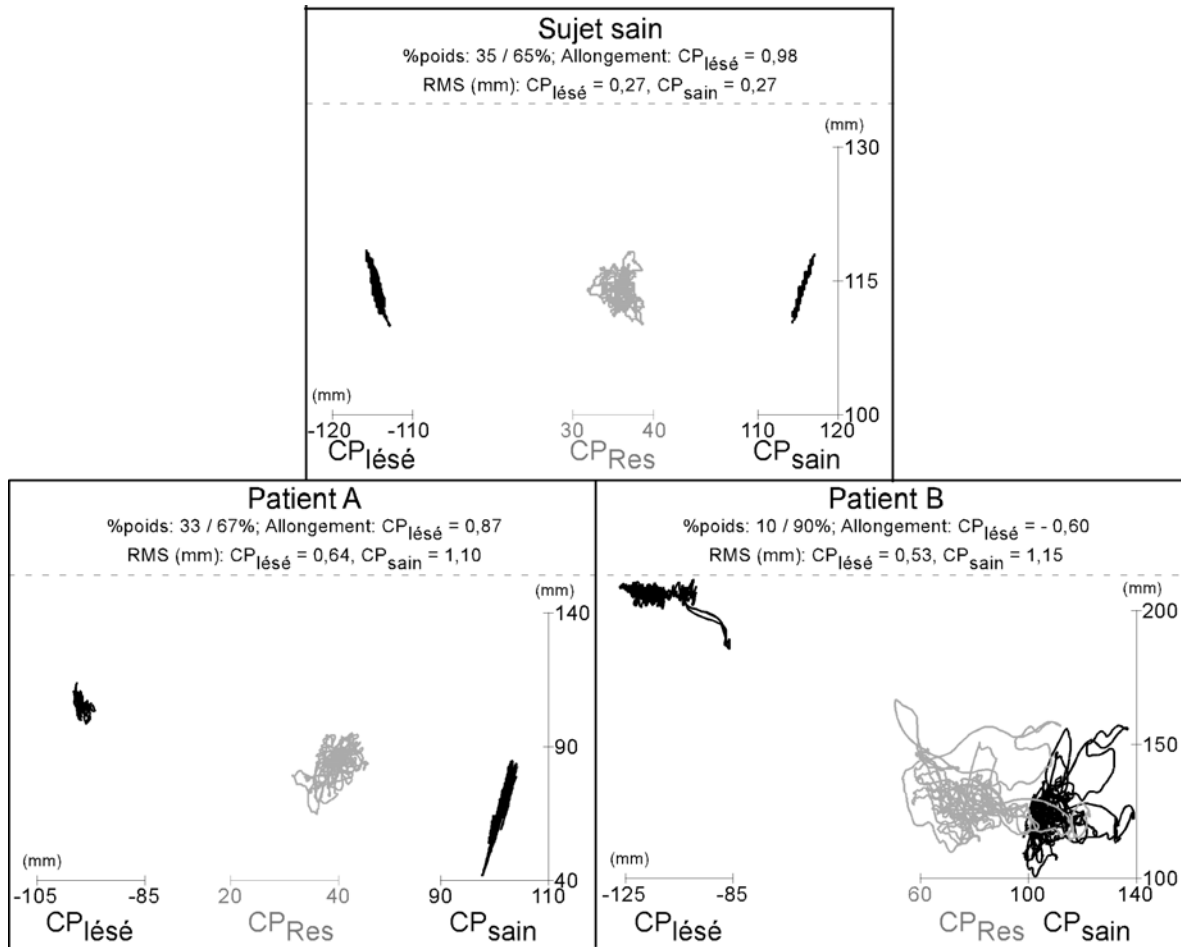


Figure 27 : Exemples de tracés de CP résultants (en gris) et de CP plantaires enregistrés sous les appuis droit et gauche (en noir) d'un sujet sain asymétrique et de deux patients hémiparétiques gauche. Un patient sévèrement touché (panneau droit) est comparé à un patient moins sévèrement lésé (panneau gauche). Les valeurs de répartition de poids corporel, ainsi que les valeurs de RMS et de rapport d'allongement caractéristiques de chaque sujet sont notées en haut du graphique. Note : les tracés des patients sont à une échelle 1/3 par rapport aux tracés du sujet sain.

Amplitude des trajectoires (RMS) : l'amplitude des trajectoires des CP plantaires est supérieure chez les patients par rapport aux sujets sains asymétriques ($F(1,78)=25,53$, $p<0,001$). Chez les sujets sains, les trajectoires des CP lésé et sain ont une amplitude similaire ($T=49$, $p=0,83$). Chez les patients, elle est diminuée sous l'appui lésé ($T=78$, $p<0,01$, **Figures 27 et 28**).

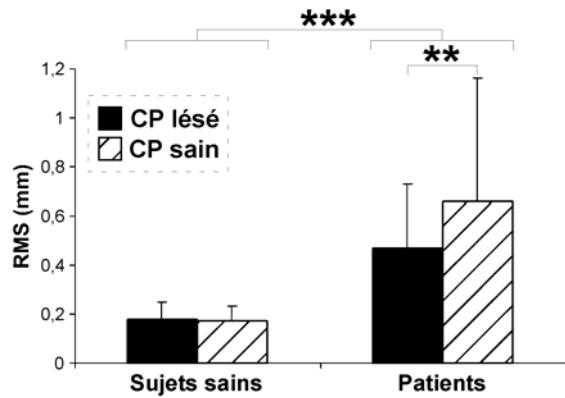


Figure 28 : Amplitude moyenne (RMS \pm écart type) des trajectoires des CP lésé et sain des patients hémiparétiques et des sujets sains asymétriques. ** = $p < 0,01$, *** = $p < 0,001$.

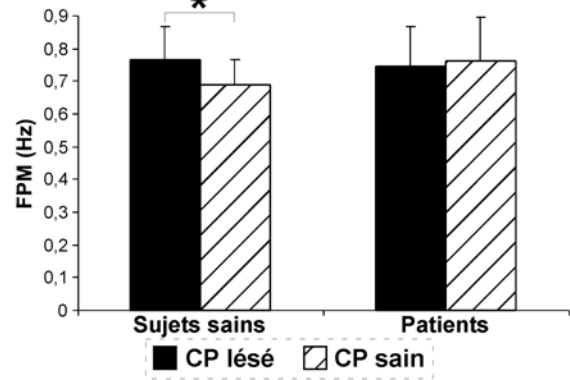


Figure 29 : fréquence moyenne (FPM \pm écart type) des trajectoires des CP lésé et sain des patients hémiparétiques et des sujets sains asymétriques. * = $p < 0,05$.

Fréquence des trajectoires (FPM): L'ANOVA n'a pas mis en avant d'effet de sujet ($F(1,78)=0,31$, $p=0,58$). Une légère asymétrie a été reportée chez les sujets sains ($T=20$, $p < 0,05$), elle est absente chez les patients ($T=144$, $p=0,28$, Figure 29).

Forme des trajectoires (allongement): Le rapport d'allongement des CP plantaires a une valeur inférieure chez les patients par rapport aux sujets sains asymétriques ($F(1,78)=7,36$, $p < 0,01$, Figure 30). Chez les sujets sains, les rapports d'allongement étaient de $0,77 \pm 0,08$ (CP_{lésé}) et de $0,77 \pm 0,06$ (CP_{sain}) ($T=43$, $p=0,55$), signifiant que les trajectoires des CP plantaires sont organisées majoritairement selon les axes longitudinaux des pieds. A l'inverse chez les patients, le rapport d'allongement calculé sous l'appui lésé est diminué ($0,49 \pm 0,36$; $T=81$, $p < 0,01$, Figure 30), signifiant que les trajectoires du CP lésé des patients sont moins organisées selon l'axe longitudinal du pied.

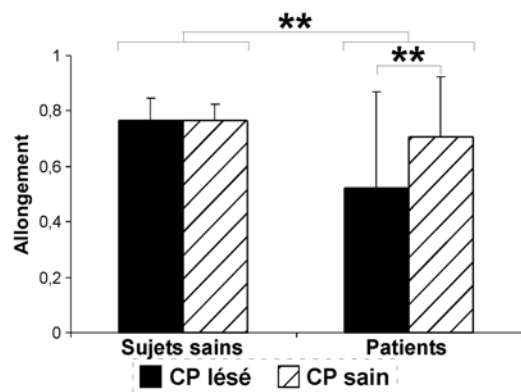


Figure 30 : rapport d'allongement moyen (\pm écart type) des trajectoires des CP lésé et sain des patients hémiparétiques et des sujets sains asymétriques. ** = $p < 0,01$.

III.2.b. Caractéristiques des trajectoires de la différence CP_{Res} -CG et du CG

Trajectoires de la différence CP_{Res} -CG : l'amplitude (RMS) de la trajectoire de la différence CP_{Res} -CG est supérieure chez les patients hémiparétiques par rapport aux sujets sains ($F(1,78)=17,12$, $p<0,001$, Figure 31). Sur le paramètre fréquence moyenne, (MPF) aucun effet du facteur sujet n'a été reporté ($F(1,78)=1,70$, $p=0,20$, Figure 32).

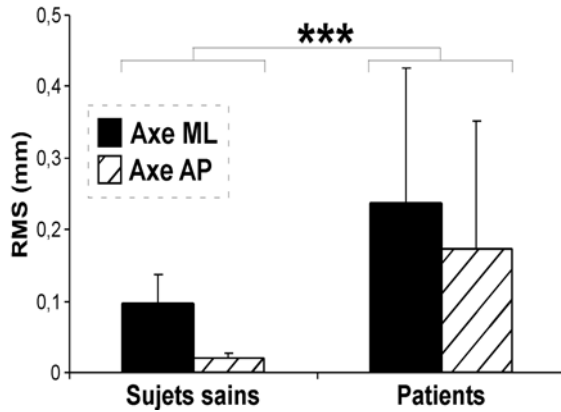


Figure 31 : Amplitude moyenne (\pm écart type) de la trajectoire de la différence CP_{Res} -CG, décomposée selon les axes ML et AP, des sujets sains asymétriques et des patients hémiparétiques. *** = $p<0,001$.

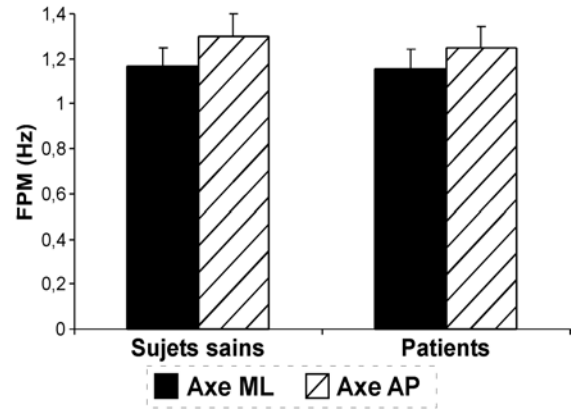


Figure 32 : Fréquence moyenne (\pm écart type) de la trajectoire de la différence CP_{Res} -CG, décomposée selon les axes ML et AP, des sujets sains asymétriques et des patients hémiparétiques.

Trajectoires du CG : l'amplitude (RMS) de la trajectoire du CG est supérieure chez les patients hémiparétiques par rapport aux sujets sains ($F(1,78)=30,07$, $p<0,001$, Figure 33). Sur le paramètre fréquence moyenne (MPF), aucun effet du facteur sujet n'a été reporté ($F(1,78)=0,12$, $p=0,73$, Figure 34).

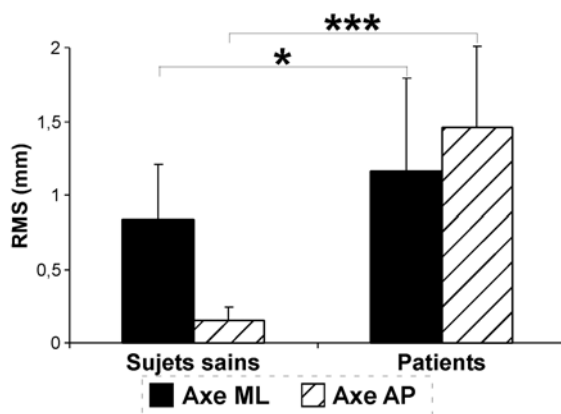


Figure 33 : Amplitude moyenne (\pm écart type) de la trajectoire du CG, décomposée selon les axes ML et AP, des sujets sains asymétriques et des patients hémiparétiques. * = $p<0,05$, *** = $p<0,001$.

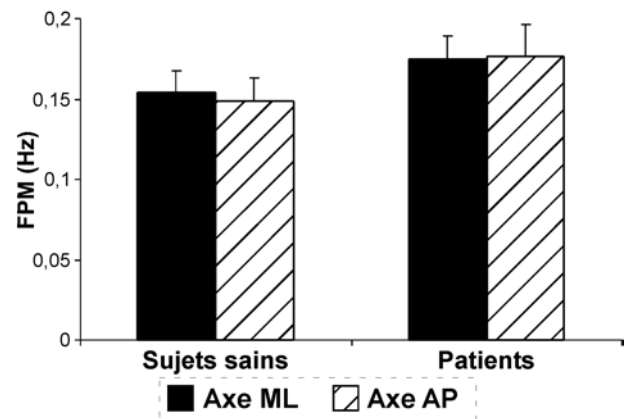


Figure 34 : Fréquence moyenne (\pm écart type) de la trajectoire du CG, décomposée selon les axes ML et AP, des sujets sains asymétriques et des patients hémiparétiques.

III.3. Relations entre caractéristiques cliniques et comportement postural

Les patients se caractérisent par une asymétrie de la répartition de poids corporel sur les appuis. Cette asymétrie est d'autant plus importante que la perte de force musculaire, la perte de sensibilité tactile, la spasticité et la négligence comportementale sont importantes (Tableau 6). Pour supprimer les possibles interactions, issues des co-variations entre les déficiences cliniques, une régression multiple a été mise en place. La négligence comportementale et dans une moindre mesure la perte de force musculaire semblent être les deux caractéristiques conditionnant l'asymétrie de répartition de poids corporel sur les appuis. Leurs effets combinés expliquent 60% de l'asymétrie de répartition de poids corporel sur les appuis. L'ajout de la spasticité ou de la perte de sensibilité tactile dans le modèle, permet d'expliquer moins de 5% d'informations supplémentaires.

La diminution d'amplitude et la perturbation de la forme des trajectoires du CP lésé des patients n'ont pu être expliquées par l'importance des déficiences cliniques (Tableau 6).

	% poids	RMS	Allongement
Age	0,19 (0,35)	0,25 (0,20)	0,13 (0,52)
Distance de l'AVC	-0,28 (0,16)	0,28 (0,16)	-0,20 (0,31)
Taille de la lésion	-0,22 (0,30)	-0,28 (0,18)	-0,02 (0,92)
Perte de force	-0,60 (0,001)	0,06 (0,77)	-0,15 (0,45)
Spasticité	-0,62 (0,001)	-0,05 (0,79)	-0,07 (0,74)
Perte de sensibilité	-0,39 (0,05)	-0,03 (0,89)	-0,31 (0,14)
Négligence comportementale	-0,50 (0,01)	0,20 (0,35)	-0,37 (0,07)
Marche	0,62 (0,001)	-0,31 (0,13)	0,37 (0,08)
Indépendance fonctionnelle	0,46 (0,02)	-0,31 (0,13)	0,50 (0,01)

Tableau 6 : Coefficients de corrélation entre les caractéristiques cliniques et les paramètres posturaux caractéristiques des trajectoires du CP de l'appui lésé des patients (valeur de p). Les valeurs statistiquement significatives sont notées en gras.

Selon l'axe ML, l'augmentation d'amplitude des trajectoires du CG et de la différence $CP_{Res}-CG$ semble être conditionnée par la perte de force, la présence d'une spasticité, la perte de sensibilité et la négligence comportementale (Tableau 7). Les amplitudes des trajectoires du CG et du $CP_{Res}-CG$ sont d'autant plus importantes que les patients se caractérisent par une importante perte de force musculaire, une forte spasticité, une forte perte de sensibilité et une importante négligence comportementale. L'analyse des régressions multiples a révélé que la perte de force musculaire et dans une moindre mesure la négligence comportementale sont les facteurs les plus importants permettant d'expliquer les fortes amplitudes du CG et de la différence $CP_{Res}-CG$. Leurs effets combinés expliquent environ 60% de ces amplitudes. L'ajout dans le modèle de la perte de sensibilité tactile permet d'expliquer environ 6% d'informations supplémentaires. La spasticité a un effet qui peut être négligé (<5%).

Selon l'axe antéropostérieur, les relations énoncées ci-dessus ne sont pas retrouvées. Le seul lien mis en avant entre les paramètres posturaux et les déficiences cliniques concerne l'amplitude de la trajectoire du CG et la perte de force musculaire (**Tableau 7**). Plus la perte de force musculaire est importante, plus les mouvements du CG sont amples.

	Axe ML		Axe AP	
	RMS CG	RMS CP _{Res} -CG	RMS CG	RMS CP _{Res} -CG
Age	-0,06 (0,77)	-0,14 (0,50)	0,12 (0,54)	0,33 (0,09)
Distance de l'AVC	0,15 (0,47)	-0,04 (0,84)	0,15 (0,46)	0,27 (0,18)
Taille de la lésion	0,32 (0,13)	0,32 (0,13)	-0,02 (0,92)	-0,02 (0,92)
Perte de force	0,71 (0,001)	0,73 (0,001)	0,41 (0,04)	0,04 (0,85)
Spasticité	0,44 (0,02)	0,48 (0,01)	-0,23 (0,29)	-0,05 (0,82)
Perte de sensibilité	0,46 (0,02)	0,55 (0,001)	0,24 (0,25)	-0,11 (0,60)
Négligence comportementale	0,40 (0,05)	0,41 (0,04)	0,14 (0,51)	0,18 (0,41)
Marche	-0,84 (0,001)	-0,83 (0,001)	-0,61 (0,001)	-0,31 (0,15)
Indépendance fonctionnelle	-0,60 (0,01)	-0,62 (0,001)	-0,38 (0,06)	-0,44 (0,03)

Tableau 7 : Coefficients de corrélations entre les paramètres cliniques et l'amplitude (RMS) des trajectoires du CG et de la différence CP_{Res}-CG décomposées selon les axes ML et AP (corrélation (valeur de p)). Les valeurs statistiquement significatives sont notées en gras.

Il est très intéressant de noter que les paramètres posturaux sont généralement liés aux caractéristiques fonctionnelles des patients (**Tableaux 6 et 7**). Les patients se caractérisant par une asymétrie de la répartition de poids sur les appuis et une forte dispersion des trajectoires du CG et de la différence CP_{Res}-CG sont ceux présentant la plus faible autonomie de marche et la plus faible indépendance fonctionnelle (**Tableaux 6 et 7**).

IV. Discussion

Pour le suivi des patients après AVC, l'analyse posturale est fréquemment utilisée. Les études antérieures sur le sujet se sont généralement centrées sur la forte dispersion des trajectoires du CP_{Res} (Rode et al. 1997; Dettmann et al. 1987; Shumway-Cook et al. 1988; Dickstein et al. 1984) ou sur l'asymétrie d'utilisation des deux appuis (Dickstein et al. 1984; Shumway-Cook et al. 1988; Mizrahi et al. 1989; Haart et al. 2004). De plus, alors que l'asymétrie de répartition de poids corporel sur les appuis interagit fortement avec le contrôle postural chez le sujet sain (Genthon et Rougier, 2005), tout comme chez les patients victimes d'un AVC (Marigold et Eng, 2006), très peu d'études ont cherché à dissocier les déficiences issues de l'asymétrie du déficit central initial (Marsden and Greenwood, 2005). Pour cela, il est important de comparer les patients avec des sujets sains évalués dans la même condition de répartition de poids corporel sur les appuis.

Les apports de ce chapitre ne portent donc pas sur une description de l'équilibre global des patients après AVC, mais plutôt sur une meilleure compréhension des causes des perturbations posturales classiquement mesurées. Selon cette logique, cette étude a permis de: -i) dissocier chez les patients hémiplegiques les troubles posturaux issus de la déficience centrale des troubles issus de l'asymétrie de répartition de poids corporel sur les appuis. -ii) de comprendre les causes de la forte dispersion des trajectoires du CP_{Res} classiquement observées par l'analyse différenciée des trajectoires des CP sous chacun des appuis. -iii) d'observer les conséquences de cette dispersion sur la stabilité posturale et les mouvements du corps. -iiii) d'analyser l'influence des déficiences cliniques sur les déficiences posturales mesurées.

IV.1. La jambe « saine » est très fortement impliquée dans l'instabilité posturale

Par rapport aux sujets sains, l'amplitude des trajectoires des CP mesurées sous chacun des appuis est supérieure chez les patients hémiplegiques. Cette caractéristique n'est pas issue de l'asymétrie de répartition de poids corporel sur les appuis dans la mesure où les patients et les sujets sains ont été évalués dans la même condition de répartition de poids. De plus, l'amplitude des trajectoires du CP mesurées sous l'appui « sain » des patients (appui non parétique) est supérieure à celles mesurées sous l'appui lésé.

Cet élément peut être discuté et analysé selon deux voies différentes. D'un point de vue clinique, ce comportement peut être considéré comme une stratégie adaptative mise en place dans l'objectif de compenser l'incapacité de l'appui lésé à contrôler l'équilibre. Des trajectoires de CP plantaires plus amples sous l'appui « sain » révèlent une augmentation des

activités musculaires sous cet appui (Okada and Fujiwara, 1983; Gatev et al. 1999 ; Kim et al. 2003) associée à des mouvements articulaires plus amples. En stimulant les entrées sensorielles proprioceptives et en augmentant le travail musculaire sous l'appui « sain », cette stratégie adaptative devrait permettre de faciliter le maintien de la station debout. A l'inverse, au regard de la méthode de calcul des trajectoires du CP_{Res} (Winter et al. 1996), des mouvements plus amples du CP sous l'appui associés à une augmentation de la charge appliquée sur cette jambe, vont indubitablement induire une augmentation de l'amplitude des mouvements du CP_{Res}. Du fait de la surcharge et de la forte augmentation d'amplitude, ce sont les trajectoires du CP sous l'appui « sain » des patients qui sont en définitive la cause principale de l'augmentation des oscillations posturales.

Après AVC, le maintien de l'équilibre debout est très certainement un compromis entre décharger l'appui lésé et maximiser la mise en charge de l'appui « sain » qui n'est pas complètement apte à gérer cette nouvelle contrainte. Quatre déficits élémentaires devraient permettre d'expliquer l'incapacité de l'appui « sain » à compenser cette nouvelle contrainte : - i) une perte de force musculaire ipsilésionnelle (Marque et al. 1997, Marigold et al. 2004). -ii) une perturbation bilatérale des réflexes posturaux mis en jeux autour des articulations de la cheville (Marigold et al. 2004), -iii) une erreur dans la représentation de la verticale visuelle (Bonan et al. 2006) -iv) une négligence spatiale et plus particulièrement une négligence corporelle associée à une perturbation de la construction du schéma corporel (Pérennou et al. 2002). Ces déficiences ne concernent pas uniquement l'appui lésé mais aussi l'appui sain voire l'ensemble du corps.

IV.2. L'asymétrie posturale des patients ne se limite pas à une asymétrie de la répartition de poids corporel sur les appuis

Cette étude a permis de montrer que l'asymétrie entre les deux appuis des patients hémiparétiques ne concerne pas uniquement la répartition de poids corporel sur les appuis, mais aussi la localisation et l'organisation des trajectoires des CP plantaires. Sous l'appui lésé, le CP est transféré vers l'avant et l'extérieur du pied avec des trajectoires moins amples selon l'axe longitudinal du pied. En accord avec les travaux de Geurts et al. (2005) et de Haart et al. (2004) la mise en charge sous le membre parétique se fait sur l'avant du pied. Cette caractéristique pourrait être expliquée par la diminution de longueur des muscles du mollet induisant une position de pied en varus équin. Ce possible lien a été étudié par les corrélations entre la mise en charge de l'avant-pied et le niveau de spasticité (exploré manuellement). Étonnamment, aucune relation n'a pu être mise en avant. L'asymétrie de localisation des CP

plantaires a été retrouvée chez les sujets sains ayant adopté une posture asymétrique. Cette asymétrie semble donc ne pas être liée aux déficiences issues du déficit neurologique des patients mais plutôt à l'asymétrie de répartition de poids corporel sur les appuis.

L'articulation de la cheville est principalement mobilisée dans la stabilisation antéropostérieure de la station debout (Winter, 1995). Chez le sujet sain, les trajectoires des CP plantaires sont principalement organisées selon les axes longitudinaux des pieds (axe de flexion/extension). Le rapport d'allongement a été calculé dans l'objectif de rendre compte de cette organisation. Chez les patients, les rapports d'allongement mesurés sous les deux appuis sont largement différents. Alors que celui calculé sous l'appui « sain » est similaire à ceux reportés chez les sujets sains, celui mesuré sous l'appui parétique est fortement diminué. Alors que le CP de l'appui sain des patients est majoritairement organisé selon l'axe longitudinal du pied, ce patron est fortement atténué sous l'appui lésé. Cette perturbation du patron sous le membre lésé peut refléter une altération dans la sélection de la commande motrice.

IV.3. Conséquences des déficiences plantaires sur le contrôle postural résultant

En comparaison aux sujets sains asymétriques, l'amplitude des trajectoires de la différence $CP_{Res}-CG$ est augmentée chez les patients selon les deux axes ML et AP. A ce niveau, deux interprétations peuvent être mises en avant. Cette augmentation reflèterait le niveau d'activité neuromusculaire mis en œuvre pour limiter la chute du CG (Rougier et al. 2001). Du fait de la déficience unilatérale, cette augmentation pourrait très certainement être issue d'une augmentation du niveau d'activité neuromusculaire sous l'appui « sain » des patients. En parallèle, l'augmentation des trajectoires de la différence $CP_{Res}-CG$ révèle de plus grandes accélérations horizontales transmises au CG (Brenière et al. 1987; Gage et al. 2004). Ces conditions peuvent induire par suite une augmentation de l'amplitude des trajectoires du CG.

Logiquement, des trajectoires plus amples du CG ont été reportées chez les patients par rapport aux sujets sains, traduisant une augmentation de l'amplitude des mouvements corporels. La performance posturale, définie ici comme la capacité à minimiser l'amplitude des mouvements corporels, est réduite chez les patients hémiplegiques.

IV.4. Relations entre caractéristiques posturales et déficiences cliniques

Nos résultats ont montré une très forte influence de la négligence spatiale et de la perte de force musculaire sur les capacités posturales des patients. L'influence des autres déficiences, telles que la spasticité ou la perte de sensibilité, semble être moins importante.

En accord avec la littérature (Sackley, 1990; Engardt et al. 1993), nos résultats ont mis en avant un lien entre asymétrie de répartition de poids corporel sur les appuis et perte de force musculaire. Du fait du manque de contrôle musculaire de l'appui lésé, les patients surinvestissent leur membre sain pour tout simplement pour éviter la chute (Engardt et al. 1993). L'influence de la négligence spatiale est plus complexe et a été moins décrite. Elle peut s'interpréter comme étant une distorsion du système de coordonnées utilisé pour distribuer le poids corporel sur les appuis. La négligence correspond à une perturbation de la construction d'un modèle interne postural proche du schéma corporel (Coslett, 1998). Chez les patients hémiplegiques, cette référence posturale peut être transférée du côté de la lésion cérébrale (Rode et al. 1997), expliquant l'asymétrie de répartition de poids corporel sur les appuis. En accord avec nos résultats et les études antérieures sur le sujet (Nogaki, 1992; Perennou et al. 1999; Perennou et al. 2002), nous suggérons que l'importance du trouble d'orientation des patients est une manifestation directe de la négligence spatiale ou plus précisément de la négligence corporelle. Ce trouble a été nommé par le passé « négligence posturale » (Perennou et al. 1999; Perennou et al. 2002). De manière intéressante, par une augmentation du poids de l'entrée visuelle sur le contrôle postural, les patients parviennent à compenser cette déficience, induisant une réduction de l'asymétrie (Marigold et Eng, 2006).

Alors que le trouble d'orientation est principalement causé par la négligence spatiale puis par la perte de force musculaire, les troubles de stabilisation sont à l'inverse causés d'abord par la perte de force musculaire et dans une moindre mesure par la négligence. Les patients présentant une large perte de force musculaire investissent plus de moyens neuromusculaires pour au final être plus instables. Les pertes somatosensorielles, même si elles biaisent la programmation de l'acte postural dès l'entrée, semblent jouer un rôle moindre en terme de stabilisation de la posture. Par contre, à l'inverse des interprétations faites par Kusoffsky et al. (1982), Dettmann et al. (1987) et Marigold et al. (2004), nos résultats montrent que l'influence de l'entrée sensorielle sur le contrôle de la posture des patients hémiplegiques ne peut pas être négligée. La faible influence de l'entrée somesthésique sur la stabilisation posturale des patients hémiplegiques peut en partie être expliquée par une réorganisation des stratégies de recueil de l'information sensorielle. Cette réorganisation induit une augmentation du poids de l'entrée visuelle dans le contrôle latéral de la posture (Di

Fabio and Badke, 1991; Bonan et al. 2004; Marigold et Eng, 2006). Ainsi, l'influence des pertes somesthésiques sur le contrôle de la posture serait diminuée au profit d'une plus grande importance de la représentation de la verticale visuelle (Bonan et al. 2006).

IV.5. Relations entre caractéristiques posturales et déficiences fonctionnelles

De fortes relations entre les paramètres posturaux et les caractéristiques ambulatoires des patients ont été mises en avant. Les patients se caractérisant par une forte asymétrie de la répartition de poids corporel sur les appuis sont les moins autonomes en ambulation. La capacité de mise en charge de l'appui lésé semble être déterminante pour la réalisation d'un exercice de marche (Dettmann et al. 1987 ; Goldie et al. 1996 ; Turnbull et al. 1996). De plus, l'autonomie de marche est fortement liée aux paramètres caractéristiques de la stabilisation posturale latérale. En ce sens, ces paramètres pourraient être utilisés afin d'estimer les capacités fonctionnelles des patients. Dans la mesure où l'habileté des sujets à maintenir leur équilibre debout peut servir d'indicateur des capacités fonctionnelles générales des patients, son évaluation est déterminante. Par contre, les paramètres caractéristiques de la stabilisation antéropostérieure semblent être des indicateurs moins fiables de l'autonomie de marche.

V. Conclusion

Les déficiences posturales post-AVC sont extrêmement complexes. Elles se caractérisent par des troubles tant au niveau de l'orientation que de la stabilisation posturale. Dans l'objectif d'améliorer la compréhension des perturbations posturales post-AVC, différentes avancées ont été proposées : -i) du fait de l'incapacité à développer un patron dans l'axe longitudinal du pied, l'appui lésé des patients se comporte plus comme un « pilon » qu'un membre articulé. Par suite, les patients sont contraints d'adopter une stratégie adaptative consistant à surinvestir leur appui « sain ». -ii) l'appui « sain » des patients n'est pas capable de compenser intégralement cette nouvelle contrainte, induisant une augmentation de l'instabilité posturale. -iii) la négligence spatiale et la perte de force musculaire sont les deux déficiences expliquant la majorité des troubles posturaux. Leurs effets sont spécifiques si l'on s'intéresse à l'orientation ou à la stabilisation de la posture.

Au cours d'un programme de rééducation post-AVC, il semble donc important de prendre en compte non seulement l'équilibre postural global tel qu'il est fréquemment effectué à l'heure actuelle, mais aussi le rôle de chacune des jambes dans le maintien de l'équilibre. Le travail de rééducation doit s'attacher à renforcer tant les capacités musculaires des patients que leurs aptitudes sensorielles.

Cas particulier 2 : contrôle postural après entorse du ligament collatéral latéral de la cheville

L'entorse du ligament collatéral latéral survient à la suite d'un mouvement rapide et forcé de la cheville. Elle est due à un mouvement de varus de l'arrière pied plus ou moins combiné à un mouvement de flexion plantaire de l'articulation tibio-talienne. En premier lieu, elle concerne le ligament talo-fibulaire antérieur. Si l'amplitude du mouvement augmente, elle concerne dans 20 à 25% des cas le ligament calcaneo-fibulaire. Le ligament talo-fibulaire postérieur est uniquement lésé dans les cas d'entorses les plus graves (Figure 35).

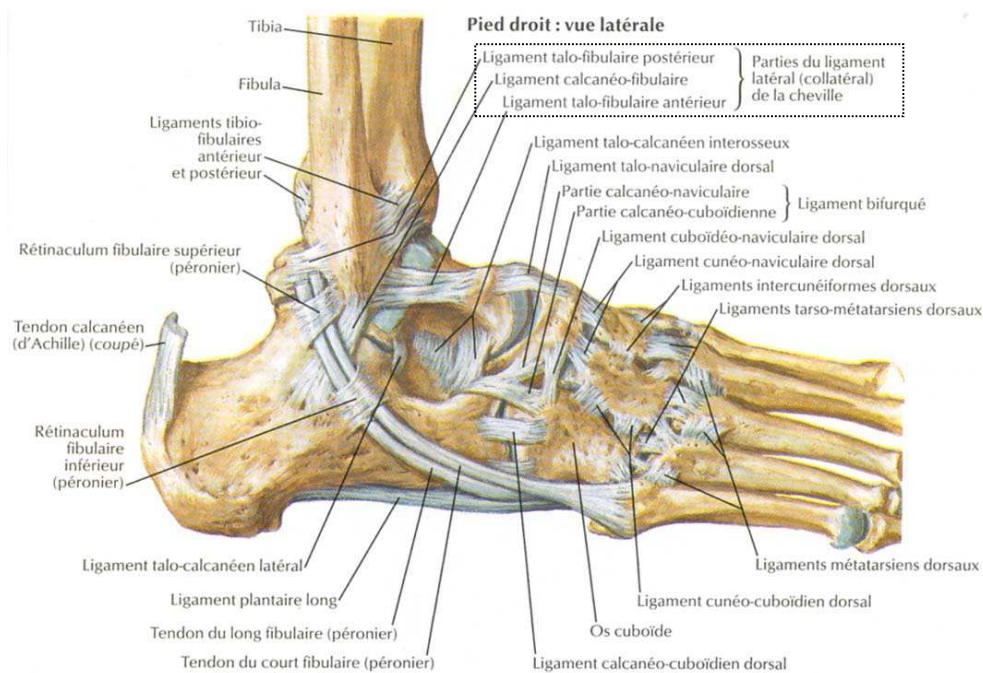


Figure 35 : L'ensemble articulaire de la cheville est constitué par de nombreux ligaments. Le ligament collatéral latéral se décompose en trois faisceaux : les ligaments talo-fibulaire postérieur et antérieur et le ligament calcanéofibulaire (Reproduction de Netter, 2004).

La gravité de l'entorse est traditionnellement cotée sur une échelle de I à III. (Renstrom et Konradsen, 1997). Les entorses de grade I (étirement ligamentaire macroscopique) se caractérisent entre autres par une absence d'instabilité et une faible laxité. Les entorses de grade II (rupture ligamentaire partielle) se caractérisent entre autres par des douleurs modérées, une augmentation de l'instabilité et une laxité moyenne. Les entorses de grade III (rupture ligamentaire étendue) se caractérisent entre autres par une diminution de la capacité de mise en charge de l'appui, une forte instabilité et une forte laxité. Globalement, les entorses en phase aiguë se caractérisent par : -i) une augmentation de la laxité talocrurale antérieure (Kerkhoffs et al. 2001) ; -ii) une augmentation de la laxité en mouvements de varus / valgus de l'arrière pied (Leanderson et al. 1999) ; -iii) une détérioration du sens proprioceptif (Konradsen et al. 1998) ; -iv) une baisse de la force maximale des muscles articulaires de la cheville, maximisée au niveau des muscles évertisseurs (Wilkerson et al. 1997;

Konradsen et al. 1998). D'après Remstrom et Konradsen (1997), la récupération précoce de l'entorse latérale de cheville se découpe en 4 phases. La première, de 0 à 3 jours, constitue la phase inflammatoire. La seconde, de 4 à 10 jours, est la phase de prolifération en collagène. La troisième, de 11 à 21 jours, constitue la première phase de remodelage durant laquelle on assiste à une réorganisation première du collagène. La quatrième, de 3 à 6 semaines, constitue la phase terminale du remodelage (Figure 37).

41% des patients ne sont pas capables de maintenir un appui unipodal, jusqu'à une semaine après entorse latérale de la cheville (Leanderson et al. 1999). Par contre, l'évaluation du contrôle postural lors des premières semaines suivant l'entorse n'a pas à notre connaissance été étudiée. Les études concernant le contrôle postural après entorse latérale de cheville se sont centrées sur des patients présentant une instabilité chronique séquellaire d'entorse (Tropp et al. 1984 ; Cornwall et Murrel, 1991 ; Isakov et Mizrahi, 1997). Ces études n'ont pu mettre en avant de réel consensus. Cette absence de consensus peut être expliquée par les délais entre l'accident et l'évaluation et par l'importance de la prise en charge thérapeutique sur la restauration de l'équilibre debout (Goldie et al. 1994).

Face à ce contexte, l'objectif principal de ce travail a été de caractériser le comportement postural de patients victimes d'une entorse récente du ligament collatéral latéral de la cheville. Les effets issus de la déficience ont été dissociés des effets issus d'une possible asymétrie de la répartition de poids sur les appuis. Les caractéristiques posturales des patients ont été étudiées de l'accident jusqu'à 30 jours après celui-ci.

I. Patients et sujets

23 patients victimes d'une entorse moyenne ou bénigne du ligament collatéral latéral de la cheville ont été inclus. Ils ont été comparés à 30 sujets sains appariés en âge, taille, poids et pratique sportive (Tableau 8).

	Sujets sains	Patients	Statistiques
Nombre	30	23	
Sexe (F/H)	11F / 19H	9F / 14H	
Age (ans)	29,86 ± 9,23	29,11 ± 8,34	P > 0,05
Taille (cm)	175,19 ± 6,93	173,44 ± 8,08	P > 0,05
Poids (Kg)	71,88 ± 10,65	74,33 ± 13,96	P > 0,05
Longueur de pied (cm)	24,4 ± 13,4	24,2 ± 15,0	P > 0,05
Pied dominant (D/G/Indif)	22D / 2G / 6Indif	15D / 2G / 6Indif	
Pratique sportive (Oui/Non)	25Oui / 5Non	17Oui / 6Non	
Temps sport (h/semaine)	3,53 ± 2,25	2,94 ± 2,57	P > 0,05

Tableau 8 : Caractéristiques générales des patients et sujets sains (moyenne ± écart type).

Les patients avaient tous été victimes d'une entorse de grade I ou II, sans autre lésion associée, datant de moins de 48h. Ils étaient tous capables de se tenir debout sur leurs deux pieds pendant 40s sans aide et sans orthèse et n'avaient pas pris de traitement antalgique dans les dernières 6 heures. 8 patients avaient déjà été victimes d'une entorse dont l'ancienneté remontait au minimum à 1 an (moyenne $6,53 \pm 6,59$ ans) sans pour autant conserver d'hyperlaxité.

30 jours après leur accident, 91% des patients avaient pu reprendre leur activité professionnelle, le délai moyen de cette reprise étant de $6,3 \pm 6,4$ jours. A l'inverse, la reprise d'une activité sportive était bien moins répandue, 30 jours après leur accident seuls 35% des patients initialement sportifs avaient repris une activité physique (**Tableau 9**).

Première entorse (Oui / Non)	15 Oui / 8 Non
Distance de l'ancienne entorse (années)	$6,53 \pm 6,59$
Diagnostic (Bénigne / moyenne)	12 Bénignes / 11 Moyennes
Patients ayant repris le travail à J30	91%
Délai avant reprise du travail	$6,3 \pm 6,4$ jours
Patients ayant repris une activité sportive à J30*	35%

Tableau 9 : Caractéristiques de l'entorse et de la reprise d'activité des patients (* seuls les patients déjà pratiquants ont été considérés).

Les patients inclus se caractérisaient par un œdème (différence entre les diamètres périmalléolaires côté lésé - côté sain) et des sensations de douleur variables (échelle visuelle analogique (EVA) de 100mm). Avec le temps, une diminution conjointe de la taille de l'œdème et des douleurs perçues a été observée (**Tableau 10**).

		Distance de l'accident			Statistiques
		$14,7 \pm 14,0$ heures	$10,9 \pm 2,2$ jours	$30,5 \pm 2,9$ jours	
Douleur	Taille de l'œdème (mm)	$17,7 \pm 10,8$	$6,2 \pm 6,9$	$7,6 \pm 8,3$	$P < 0,001$
	Décharge (0-100)	$11,4 \pm 18,9$	$6,7 \pm 12,1$	$3,4 \pm 9,2$	$P < 0,001$
	Debout Pieds nus (0-100)	$19,9 \pm 19,1$	$6,4 \pm 9,2$	$1,9 \pm 8,4$	$P < 0,001$
	Debout Avec Bas (0-100)	$19,6 \pm 14,7$	$5,4 \pm 9,8$	$1,9 \pm 8,3$	$P < 0,001$
	Debout avec orthèse (0-100)	$14,9 \pm 16,0$	$4,4 \pm 7,4$	$2,2 \pm 7,5$	$P < 0,001$

Tableau 10 : Evolution avec le temps de la taille de l'œdème et de la perception de douleur en décharge, debout pieds nus, avec bas de contention, avec orthèse.

II. Protocole expérimental

Les sujets sains et les patients ont reçu pour consigne de bouger le moins possible dans une position debout standardisée (talons écartés de 9 cm, angle de 30° entre les pieds, bras relâchés le long du corps). Ils ont été évalués dans un local calme, debout, les bras le long du corps, pieds nus, les yeux masqués (Figure 36). Les patients ont été évalués sans afférence visuelle afin de maximiser les effets liés aux pertes mécaniques et somesthésiques. Ils ont reçu pour consigne de bouger le moins possible.

Les sujets sains et les patients ont effectué 4 essais de 32 secondes dans 3 conditions expérimentales randomisées (Repos inter-essais = 64s, repos inter-condition = 5min) : -i) Référence : pieds nus ; -ii) Avec bas de contention ; -iii) Avec orthèse.

Les conditions expérimentales avec bas de contention et orthèse de cheville répondent à un second objectif qui sera décrit et discuté au cours du cas particulier n°3.



Figure 36 : Conditions d'évaluations des patients victimes d'une entorse et des sujets sains. L'exemple correspond à la condition avec orthèse de cheville.

II.1. Consignes particulières données aux sujets sains

A la suite d'une entorse du ligament collatéral latéral de la cheville, une asymétrie de la répartition de poids corporel sur les deux appuis est suspectée. Du fait des effets néfastes de l'asymétrie de répartition de poids corporel sur les appuis sur le contrôle de l'équilibre (Genthon et Rougier, 2004), les sujets sains et les patients ont été évalués dans la même condition de répartition de poids corporel sur les appuis que les patients (pour le détail voir cas particulier 1, page 59).

II.2. Evaluation des patients

Afin d'analyser l'évolution des caractéristiques posturales des patients au cours du temps, l'évaluation décrite ci-dessus a été renouvelée à l'identique, au cours de trois sessions distinctes : à l'inclusion (J0), après 10 jours (J10) et après 30 jours (J30). L'organisation temporelle des trois évaluations a été définie sur la base des différentes phases de récupération de l'entorse (Figure 37).

Phases de récupération de l'entorse de la cheville (Remstrom et Konradsehn, 1997)

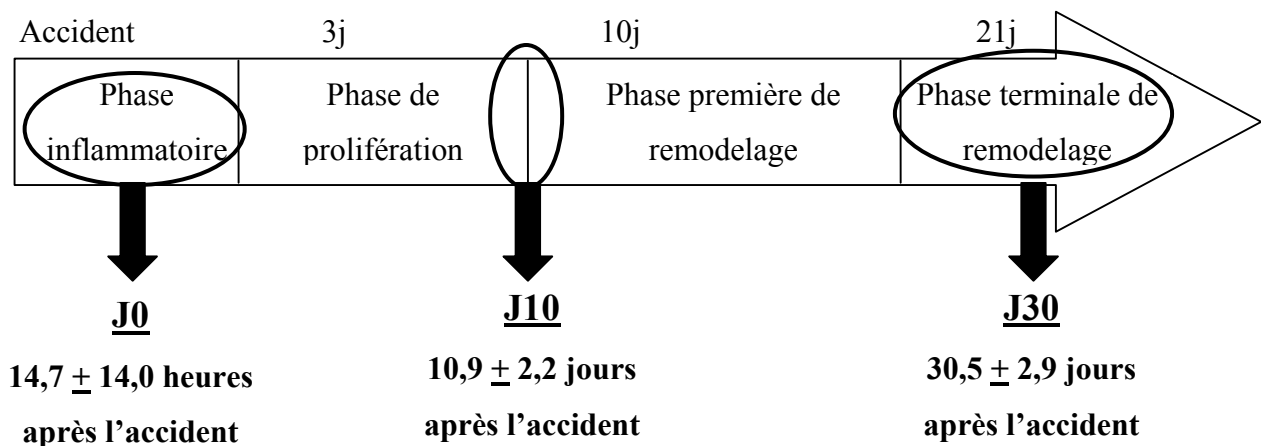


Figure 37 : Organisation temporelle des évaluations posturales des patients victimes d'une entorse du ligament collatéral latéral de la cheville.

II.3. Traitement statistique

Préalablement au traitement statistique, un test de normalité a été effectué à l'aide du test de Kolmogorov-Smirnov. Les différentes caractéristiques de l'échantillon inclus peuvent être assimilées à une distribution normale ($p > 0,05$). Les données ont ensuite été traitées à l'aide d'une ANOVA à 3 facteurs : -i) Pour la comparaison des trajectoires des CP plantaires les facteurs Pied (Sain et entorse), Sujet (Sain, J0, J10 et J30), et Condition expérimentale (Référence, Bas, Orthèse) ont été considérés. -ii) Pour la comparaison des mouvements résultants (CG et CP_{Res}-CG) les facteurs Axe (médio-latéral, antéropostérieur), Sujet (Sain, J0, J10 et J30), et Condition expérimentale (Référence, Bas, Orthèse) ont été considérés. Un test de Newman-Keuls a été utilisé en analyse post-hoc. L'influence des caractéristiques cliniques sur le comportement postural des patients a été quantifiée par les coefficients de corrélation non paramétriques de Spearman. Pour l'ensemble des tests statistiques le seuil de signification a été fixé à un risque d'erreur de 5% ($p < 0,05$). Du fait du bornage du rapport d'allongement entre -1 et 1 (calculé sous les CP lésé et sain), les tests statistiques ont été appliqués sur les transformées z.

III. Résultats

L'ensemble des résultats énoncés ci-dessous portent sur les facteurs pieds (lésé et sain), sujets (Sujets sains, J0, J10, J30), ainsi que sur leurs interactions. Le facteur condition expérimentale sera présenté au cours du chapitre suivant (Chapitre n°3). Les figures sont construites sur la base des données moyennées des trois conditions expérimentales.

III.1. Effet de l'entorse sur l'orientation posturale

III.1.a. Mise en charge de l'appui lésé

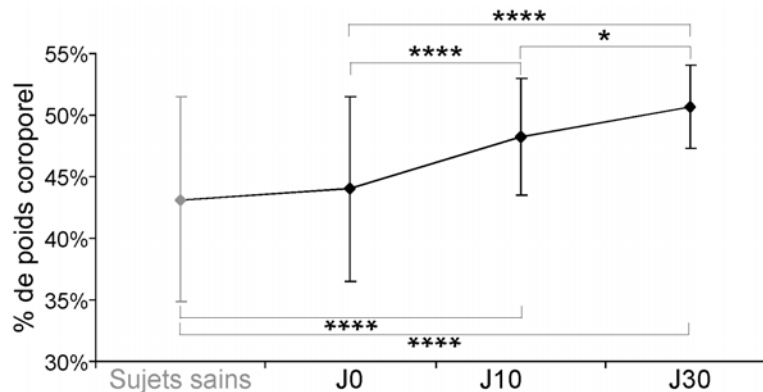


Figure 38 : Mise en charge de l'appui lésé des patients victimes d'une entorse du ligament collatéral latéral de la cheville.

14h en moyenne après l'entorse, les patients appuyaient spontanément $44 \pm 7\%$ de leur poids corporel sur leur membre lésé (Figure 38). Les sujets sains et les patients ont été évalués dans la même condition de répartition de poids corporel sur les appuis ($p > 0,05$).

III.1.b. Positions moyennes du CG et des CP plantaires lésé et sain

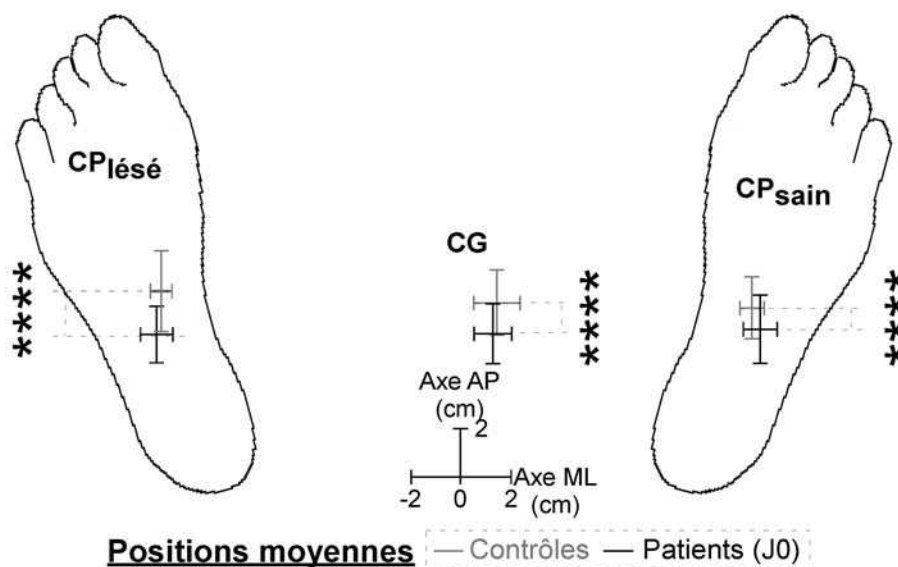


Figure 39 : Positions moyennes des CP enregistrés sous les appuis sain et lésé et du CG des sujets sains et des patients évalués à J0 (moyenne \pm écart type).

CP sous chacun des appuis : Selon l'axe ML, un effet du sujet ($F(3,570)=3,15$, $p < 0,05$) a été reporté. D'après l'analyse post hoc, les positions latérales des CP plantaires sont similaires chez les patients et les sujets sains ($p = 0,10$). Selon l'axe AP, un effet du sujet ($F(3,570)=22,65$, $p < 0,001$) ainsi qu'une interaction entre sujet et pied ($F(3,570)=2,8$, $p < 0,05$) ont été reportés. Les CP de l'appui sain et lésé des patients sont reculés par rapport aux CP plantaires des sujets sains ($p < 0,001$, **Figure 39**).

Centre de Gravité : un effet du sujet ($F(3,570)=26,92$, $p < 0,001$), ainsi qu'une interaction entre sujet et axe ($F(3,570)=2,8$, $p < 0,05$) ont été reportés. Selon l'axe ML, les sujets sains et les patients évalués à J0 se caractérisent par des positions du CG similaires ($p > 0,05$). Selon l'axe AP, les patients se caractérisent par un recul de la position moyenne du CG ($p < 0,001$, **Figure 39**).

III.2. Effets de l'entorse sur la stabilisation posturale

III.2.a. Caractéristiques des trajectoires des CP plantaires

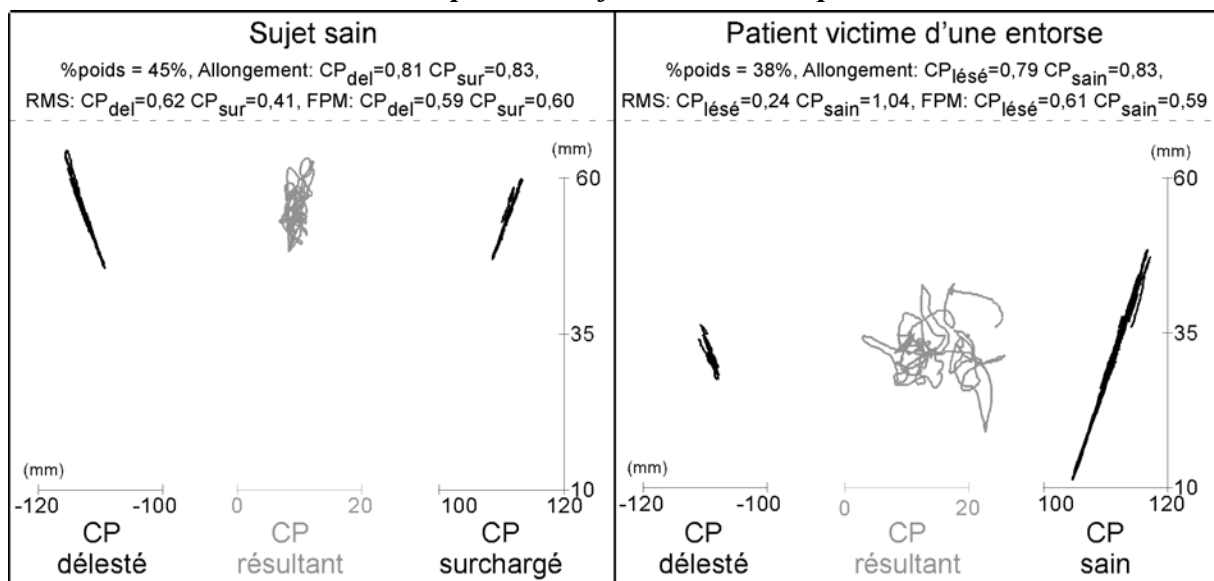


Figure 40 : Exemple de tracés des CP de pression plantaires obtenus chez un sujet sain chargeant 45% de son poids sur un appui et d'un patient victime d'une entorse gauche de grade II (24h après l'accident). Les caractéristiques des CP plantaires du sujet sain et du patient sont notées en haut du graphique.

Amplitude des trajectoires (RMS) : un effet pied ($F(2,570)=18,89$, $p < 0,001$), ainsi qu'une interaction entre le facteur sujet et le facteur pied ont été reportés ($F(3,570)=5,09$, $p < 0,01$, **Figures 40 et 41**). Les trajectoires du CP lésé des patients à J0 ont une amplitude plus faible que celles de leur CP sain ($p < 0,001$) et que celles du CP sain des sujets sains ($p < 0,01$).

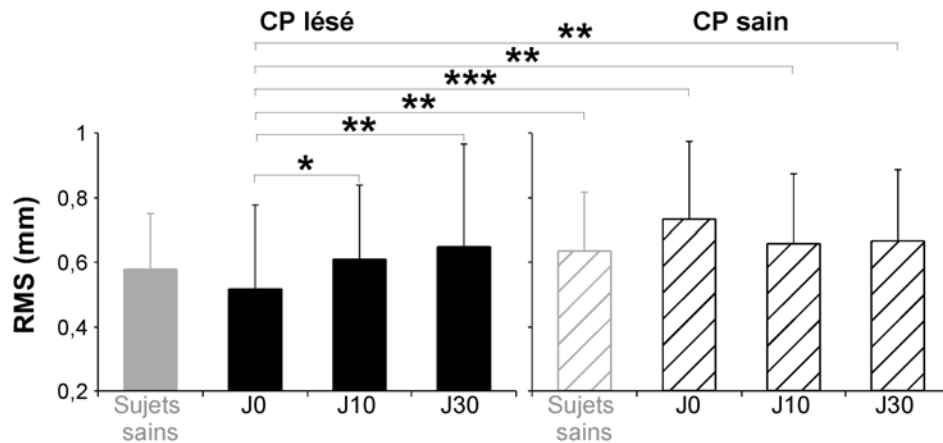


Figure 41 : Amplitudes moyennes (\pm Ecart type) des spectres de fréquence des CP mesurés sous les appuis lésé et sain des sujets sains et des patients évalués à J0, J10 et J30. * = $p < 0,05$, ** = $p < 0,01$, * = $p < 0,001$.**

Fréquence des trajectoires (FPM) : un effet pied ($F(1,570)=5,14$, $p < 0,05$) a été reporté (Figure 42). Les trajectoires du CP enregistrées sous l'appui lésé ont une fréquence inférieure aux trajectoires du CP enregistrées sous l'appui sain. Ce résultat n'est pas spécifique des patients victimes de l'entorse.

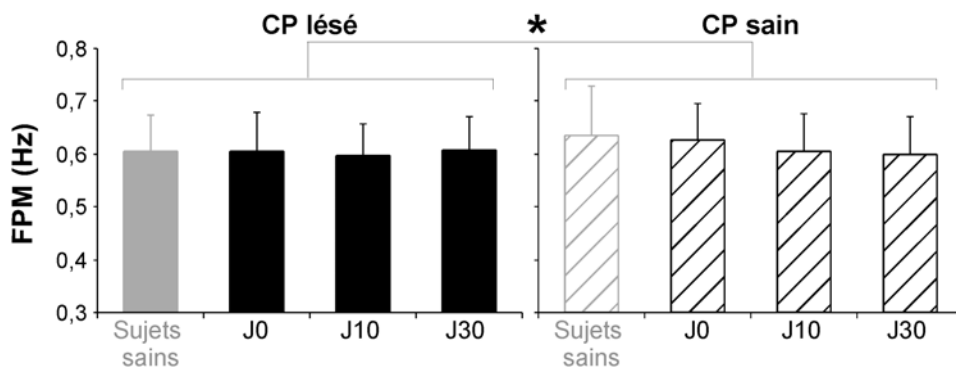


Figure 42 : Fréquences moyennes (\pm écart type) des CP mesurés sous les deux appuis des sujets sains et des patients évalués à J0, J10 et J30. * = $p < 0,05$.

Forme des trajectoires (Allongement) : un effet sujet ($F(3,570)=2,67$, $p < 0,05$), un effet pied ($F(1,570)=11,35$, $p < 0,001$), ainsi qu'une interaction entre ces facteurs ont été reportés ($F(3,570)=4,68$, $p < 0,01$, Figure 43). Les trajectoires du CP enregistrées sous l'appui lésé des patients évalués à J0 ont une forme organisée moins dans l'axe principal du pied que les trajectoires du CP enregistrées sous leur appui sain ($p < 0,001$), ainsi que les trajectoires des CP déchargés ($p < 0,05$) et chargés ($p < 0,001$) des sujets sains.

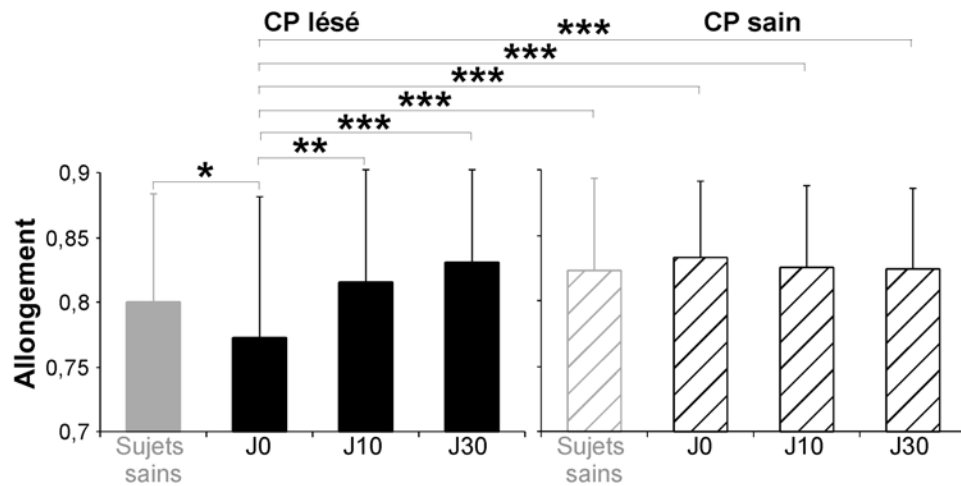


Figure 43 : Rapports d'allongement moyen (\pm écart type) caractérisant les trajectoires des CP mesurés sous les deux appuis des sujets sains et des patients évalués à J0, J10 et J30. * = $p < 0,05$, ** = $p < 0,01$, *** = $p < 0,001$.

III.2.b. Caractéristiques des trajectoires de la différence $CP_{Res}-CG$ et du CG

Trajectoires de la différence $CP_{Res}-CG$: Sur les paramètres RMS et FPM, des effets du facteur sujet ont été reportés (respectivement $F(3,570) = 3,77$, $p < 0,01$; $F(3,570) = 4,13$, $p < 0,01$). En comparaison des sujets sains asymétriques, à J0, les patients se caractérisent par des mouvements de la différence $CP_{Res}-CG$ plus amples ($p < 0,05$, Figure 44) et s'effectuant à la même fréquence ($p > 0,05$, Figure 45).

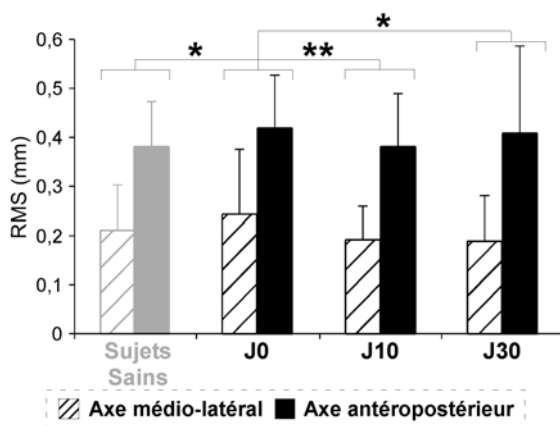


Figure 44 : Amplitude moyenne (\pm écart type) des trajectoires de la différence $CP_{Res}-CG$ selon les axes ML et AP des sujets sains et des patients évalués à J0, J10 et J30. * = $p < 0,05$ et ** = $p < 0,01$.

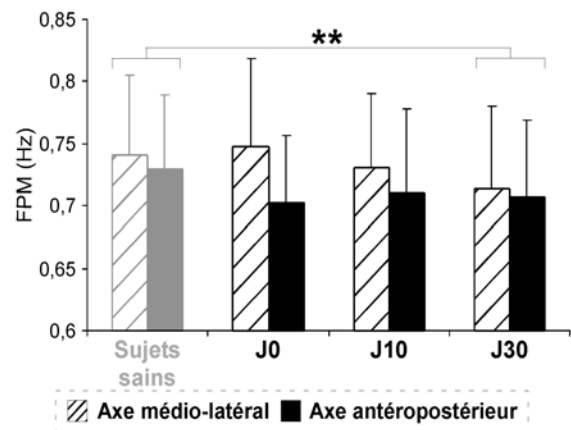


Figure 45 : Fréquence moyenne (\pm écart type) des trajectoires de la différence $CP_{Res}-CG$ selon les axes ML et AP des sujets sains et des patients évalués à J0, J10 et J30. ** = $p < 0,01$.

Trajectoires du CG : Aucun effet du sujet n'a été reporté sur le paramètre RMS ($F(3,570) = 0,50$, $p = 0,68$). Un effet du sujet a été reporté sur le paramètre MPF ($F(3,570) = 9,13$, $p < 0,001$). Par rapport aux sujets sains asymétriques, à J0, les patients se caractérisent par des trajectoires du CG de mêmes amplitudes ($p > 0,05$, Figure 46) et de mêmes fréquences moyennes ($p > 0,05$, Figure 47).

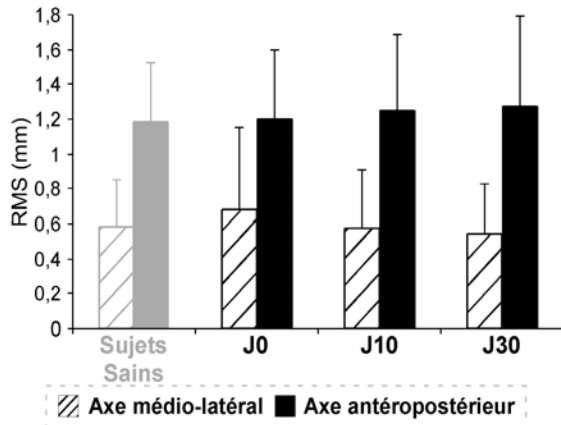


Figure 46 : Amplitude moyenne (\pm écart type) des trajectoires du CG selon les axes ML et AP des sujets sains et des patients évalués à J0, J10 et J30.

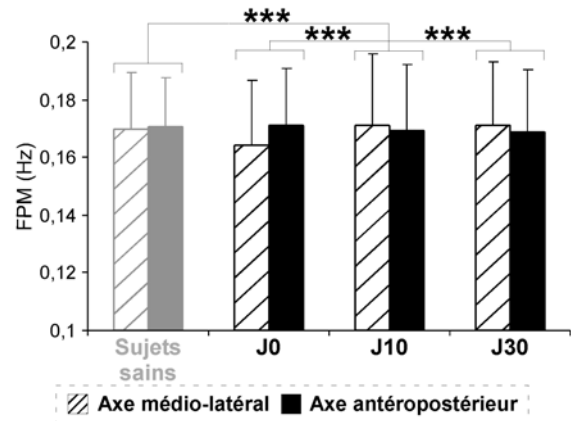


Figure 47 : Fréquence moyenne (\pm écart type) des trajectoires du CG selon les axes ML et AP des sujets sains et des patients évalués à J0, J10 et J30. *** = $p < 0,001$.

III.3. Impact des caractéristiques de l'entorse sur le comportement postural

Paramètre	Corrélation
% poids	-0,40 (0,001)
CG _{ML}	0,40 (0,001)
CG _{AP}	0,01 (0,92)
RMS CP _{sain}	0,54 (0,001)
RMS CP _{lésé}	0,10 (0,42)
MPF CP _{sain}	-0,05 (0,71)
MPF CP _{lésé}	-0,14 (0,25)
Allong CP _{sain}	-0,19 (0,11)
Allong CP _{lésé}	-0,19 (0,13)
RMS CP _{Res} -CG _{ML}	0,38 (0,001)
RMS CP _{Res} -CG _{AP}	0,44 (0,001)
MPF CP _{Res} -CG _{ML}	-0,34 (0,004)
MPF CP _{Res} -CG _{AP}	-0,42 (0,001)
RMS CG _{ML}	0,36 (0,001)
RMS CG _{AP}	0,34 (0,004)
MPF CG _{ML}	-0,15 (0,21)
MPF CG _{AP}	0,04 (0,74)

Tableau 11 : Corrélation entre la perception de douleur debout et les paramètres posturaux des patients (valeurs de p). Les résultats significatifs ont été représentés en gras

La perception de douleur, bien plus que la taille de l'œdème ou la gravité du diagnostic, semble être un élément influençant le contrôle de l'équilibre des patients après entorse du ligament collatéral latéral de la cheville. La perception de douleur en station debout est liée à la plupart des caractéristiques posturales préalablement décrites (Tableau 11). Plus la sensation de douleur en station debout est importante, plus : -i) les patients déchargent leur appui victime de l'entorse et transfèrent leur poids corporel vers le membre sain, - ii) l'amplitude des trajectoires du CP sous l'appui sain est importante, -iii) l'amplitude des mouvements du CP_{Res}-CG est importante, -iv) la fréquence des mouvements de la différence CP_{Res}-CG est diminuée, - v) les trajectoires du CG ont une amplitude importante.

III.4. Evolution du comportement postural avec le temps

Au cours des 30 jours suivant l'accident, le comportement postural de patients victimes d'une entorse du ligament collatéral latéral se caractérise par :

- i) une symétrisation de la répartition de poids corporel sur les appuis. La mise en charge de l'appui lésé se fait de manière progressive ($p < 0,001$, **Figure 39**).
- ii) une augmentation de l'amplitude des trajectoires du CP lésé, induisant une symétrisation de l'amplitude des trajectoires des CP plantaires ($p < 0,01$, **Figure 41**).
- iii) une augmentation de la valeur du rapport d'allongement du CP lésé, la forme des trajectoires du CP lésé se faisant de plus en plus selon l'axe longitudinal du pied ($p < 0,001$, **Figure 43**).
- iv) une diminution conjointe de l'amplitude ($p < 0,05$, **Figure 44**) et de la fréquence ($p < 0,01$, **Figure 45**) des trajectoires de la différence CP_{Res}-CG.
- v) une augmentation de la fréquence des mouvements du CG 10 jours après l'accident ($p < 0,001$, **Figure 47**), effet qui disparaît 30 jours après l'accident ($p < 0,001$).

Trente jours après l'accident, une seule des caractéristiques posturales des patients mises en avant à J0 est conservée : le recul des positions moyennes des CP lésé et sain et du CG. Ce résultat est même intensifié puisque 30 jours après l'accident, les CP lésé et sain ainsi que le CG ont une position moyenne plus reculée que les trajectoires enregistrées à J0 ($p < 0,01$).

IV. Discussion

Après entorse du ligament collatéral latéral de la cheville, l'évaluation posturale est fréquemment utilisée. Les études antérieures sur le sujet se sont généralement centrées sur le comportement de patients présentant des séquelles d'une entorse du ligament collatéral latéral de cheville. Ces évaluation posturales consistaient en une évaluation en unipédie plusieurs semaines voire plusieurs mois après l'accident (Tropp et al. 1984 ; Cornwall et Murrell, 1991 ; Isakov et Mizrahi, 1997). Ces études ne nous renseignent pas sur les caractéristiques posturales de patients victimes d'une entorse récente de cheville. Dans cette continuité, ce travail a mis en avant 3 points novateurs : -i) après entorse récente du ligament latéral collatéral de la cheville, les patients se caractérisent par des troubles posturaux affectant les deux composantes de l'équilibre debout : l'orientation et la stabilisation –ii) la perception de douleur en station debout semble être un facteur déterminant conditionnant le comportement postural des patients victimes de l'entorse. –iii) Après 30 jours, les patients conservent une perturbation de leur orientation alors que les paramètres caractéristiques de la stabilisation posturale redeviennent normaux.

IV.1. L'entorse de cheville induit une asymétrie posturale

Après entorse du ligament collatéral latéral de la cheville, les patients se caractérisent par une asymétrie posturale. La première de ces caractéristiques, la plus évidente, est une asymétrie de la répartition de poids corporel sur les appuis, au bénéfice de l'appui sain. Quelques heures après un mouvement d'entorse, induisant un traumatisme de grade I ou II, les patients chargent en moyenne 56% de leur poids corporel sur leur appui sain. La seconde caractéristique est une asymétrie de l'amplitude et de la forme des trajectoires des CP mesurées sous les appuis. Les trajectoires du CP mesuré sous l'appui lésé ont une amplitude plus faible et une forme moins allongée dans l'axe du pied, par rapport aux trajectoires du CP mesuré sous l'appui sain. Ces caractéristiques ne sont pas issues de l'asymétrie de répartition de poids corporel sur les appuis dans la mesure où les patients et les sujets sains ont été évalués dans la même condition de répartition de poids corporel sur les appuis. L'asymétrie posturale des patients après entorse du ligament collatéral latéral de la cheville se manifeste sur les deux composantes de l'équilibre debout : l'orientation et la stabilisation. Elle semble être une des caractéristiques majeures de leur comportement postural et se doit d'être discutée.

Comme il a déjà été précisé chez l'hémiplégique, la diminution de l'amplitude longitudinale des trajectoires du CP sous le pied lésé pourrait être le reflet d'une altération de la commande motrice. Cette déficience pourrait être directement liée aux pertes sensorielles (Konradsen et al. 1998) et neuromusculaires (Wilkerson et al. 1997; Konradsen et al. 1998) associées à l'entorse de cheville. Nos résultats montrent un lien entre la perception de douleur et la diminution d'amplitude des trajectoires du CP sous l'appui lésé. La nociception est transférée par des fibres sensorielles de petits diamètres *via* la moelle épinière et le thalamus vers le système nerveux central. Même si les fibres afférentes nociceptives et proprioceptives sont distinctes, il existe un certain nombre de similitudes et de ponts entre les deux voies sensorielles : -i) au niveau des récepteurs, la détection d'un signal douloureux se fait à partir d'un seuil d'intensité important, les capteurs somesthésiques sont donc toujours stimulés avant l'apparition d'un signal nociceptif. -ii) au niveau de la moelle épinière et du thalamus, les deux voies sensorielles font relais sur des structures similaires. -iii) au niveau cortical, la douleur est projetée au niveau du cortex frontal, qui analyse et définit la part émotionnelle du stimulus douloureux, mais aussi au niveau du cortex somesthésique (cortex pariétal) définissant les caractéristiques globales de la perception douloureuse (localisation, intensité, durée et type). Ces similitudes entre voies somesthésiques et douloureuses peuvent permettre d'expliquer les perturbations observées au niveau de l'appui lésé. Dans la mesure où un signal douloureux peut être modulé par une perception proprioceptive, il est aussi concevable de faire l'hypothèse inverse. La présence de douleur pourrait moduler la capacité à détecter et/ou à caractériser les informations somesthésiques en provenance de l'appui lésé, et par suite perturber l'organisation des trajectoires du CP sous l'appui lésé. En parallèle, il existe une très forte composante émotionnelle dans la perception de la douleur. Dans le cas de perceptions douloureuses, il est très probable d'observer des stratégies consistant à limiter la mise en jeux des afférences nociceptives. Pour cela, un des moyens mis à la disposition des sujets serait de diminuer l'amplitude des mouvements articulaires de la cheville de l'appui lésé. La « rigidification » de l'articulation pourrait expliquer la diminution de l'amplitude longitudinale des trajectoires du CP lésé.

Suite aux déficiences énoncées ci-dessus, les patients adoptent une asymétrie de la répartition de poids sur les appuis. Deux interprétations peuvent être mises en avant afin d'expliquer ce comportement particulier : -i) L'adoption d'une asymétrie de la répartition de poids sur les appuis peut être considérée comme une stratégie adaptative, permettant la compensation de la relative incapacité de l'appui lésé à contrôler l'équilibre debout. Elle permet de diminuer les contraintes appliquées sur l'appui lésé. -ii) L'adoption de l'asymétrie

de répartition de poids corporel est liée à la perception de douleur. Afin de limiter l'importance des afférences nociceptives, les patients déchargent la zone douloureuse. A notre sens, ces deux interprétations ne sont pas indépendantes et covariant. La perception de douleur va induire à la fois une perturbation des trajectoires du CP sous l'appui lésé et une asymétrie de répartition de poids sur les appuis.

IV.2. Conséquences des déficiences plantaires sur le contrôle postural résultant

En comparaison des sujets sains asymétriques, l'amplitude des trajectoires de la différence $CP_{Res}-CG$ était augmentée après entorse de cheville, selon les deux axes ML et AP. L'augmentation des trajectoires de la différence $CP_{Res}-CG$ peut être interprétée comme le niveau d'activité neuromusculaire mis en œuvre pour limiter la chute du CG (Rougier et al. 2001). Cette augmentation est très certainement issue d'une augmentation du niveau d'activité neuromusculaire sous l'appui « sain » des patients. Ce résultat révèle en parallèle une augmentation des accélérations horizontales transmises au CG (Brenière et al. 1987; Gage et al. 2004).

Malgré des conditions initiales dégradées, les patients victimes d'une entorse de cheville ne sont pas moins stables que les sujets sains asymétriques. Les mouvements du CG ne sont pas plus amples. Etant donné que la consigne de l'exercice était de minimiser les mouvements du corps, les deux populations ont obtenu la même performance posturale. Par un surinvestissement de l'appui sain, les patients victimes de l'entorse parviennent à stabiliser leur équilibre tout comme le feraient des sujets sains asymétriques. L'appui sain des patients étant totalement intègre tant au niveau sensoriel que moteur, il semble donc être apte à gérer les nouvelles contraintes issues de la déficience unilatérale et de l'asymétrie de répartition de poids corporel sur les appuis.

IV.3. Evolution des caractéristiques posturales des patients victimes d'une entorse

La période critique de la restauration posturale après entorse de la cheville semble concerner les 10 premiers jours suivant l'accident. 10 jours après l'accident : -i) l'asymétrie de répartition de poids corporel sur les appuis est très fortement réduite, -ii) l'asymétrie de forme et d'amplitude des trajectoires des CP plantaires n'est plus observée, -iii) l'amplitude de la différence $CP_{Res}-CG$ est fortement diminuée. 30 jours après l'accident, toutes ces caractéristiques sont revenues à la normale.

Il est important de noter que l'évolution du contrôle postural au cours des 10 premiers jours suivant l'accident est associée à une très forte diminution de la perception de la douleur (douleur en station debout : $19,9 \pm 19,1$ mm à J0 contre $6,4 \pm 9,2$ mm à J10, $p < 0,001$). A l'inverse, la diminution de la perception de douleur entre le J10 et le J30 n'est pas statistiquement significative (douleur en station debout : $1,9 \pm 8,4$ mm à J30, $p > 0,05$). Ces résultats suggèrent de nouveau l'importance de la perception de la douleur dans le maintien de l'équilibre debout après entorse du ligament collatéral de la cheville.

Une seule des caractéristiques posturales observées à J0 perdure avec le temps. Dix jours ainsi que 30 jours après l'accident, des reculs des positions des CP mesurés sous les deux appuis et du CG sont toujours observés. Plusieurs semaines après leur accident, les patients conservent des déficiences neuromusculaires (Wilkerson et al. 1997 ; Konradsen et al. 1998) pouvant expliquer la non-évolution de ce paramètre. La compréhension de ce comportement mérite tout de même d'être approfondie.

V. Conclusion

L'entorse du ligament collatéral latéral de la cheville induit des perturbations de l'équilibre debout des patients. Ces perturbations se manifestent au niveau des composantes statiques et dynamiques de l'équilibre debout. Du fait des perturbations enregistrées sous l'appui lésé, les patients surchargent leur membre sain. Par suite, une augmentation des accélérations transmises au CG a été observée. Par contre, du fait de l'intégrité sensorielle et musculaire de l'appui sain, les patients parviennent à compenser cette nouvelle contrainte en limitant l'amplitude des trajectoires du CG.

La perception de la douleur semble être le facteur clinique le plus déterminant dans l'explication des perturbations posturales après entorse du ligament collatéral latéral de la cheville. Du fait de ces effets tant au niveau sensoriel qu'émotionnel, la perception de la douleur peut perturber le traitement de l'information et inciter les patients à adopter des stratégies posturales particulières.

Cas particulier 3 : Effet du port d'une orthèse de cheville sur le contrôle postural

Après entorse latérale de la cheville, le traitement fonctionnel combine habituellement et par extension trois actions thérapeutiques (conférence de consensus, 1995) : un traitement pharmacologique (antalgiques, etc...), un maintien par orthèse articulaire et une prise en charge rééducative. Deux effets sont généralement attribués aux orthèses de cheville : -i) Une immobilisation mécanique : le port d'orthèse de la cheville permet de réduire l'instabilité mécanique de l'ensemble articulaire de la cheville tant dans le plan frontal que sagittal (Eils et al. 2002; Kerkhoffs et al. 2003; Thoumie et al. 2004). Elles offrent un maintien réduisant la vitesse et l'amplitude des mouvements d'inversion (Nishikawa et al. 2000). -ii) Une stimulation du système neuromusculaire : de par le contact cutané et la pression exercée, le port d'orthèse de la cheville induit une stimulation des récepteurs somesthésiques cutanés, augmentant les influx afférents proprioceptifs. Par suite, lors d'un mouvement d'inversion soudain, le port d'orthèse induit une diminution du délai associé à une augmentation de l'amplitude du réflexe fibulaire (Cordova et Ingersoll, 2003; Thoumie et al. 2004).

Les effets du port d'orthèse sur le contrôle postural restent encore à ce jour relativement controversés. Avec orthèse, certaines études ont mis en avant une amélioration de la stabilité posturale chez les patients présentant une instabilité de cheville chronique séquellaire (Guskiewicz et Perrin, 1996 ; Jerosch et al. 1995 ; Baier et Hopf, 1998) ou encore chez le sujet sain (Rougier et Toschi, 2001 ; Rougier et al. 2004). A l'inverse d'autres études, ont conclu par l'absence d'effet (Barkoukis et al. 2002), voire un effet négatif, du port d'une orthèse sur le contrôle postural (Bennell et Goldie, 1994). Même si aucun réel consensus n'a pu être mis en avant, ces études sont intéressantes et suggèrent de possibles interactions entre contrôle postural et port d'orthèse de cheville. Par contre, à notre connaissance, aucune étude ne s'est pour le moment intéressée aux effets du port d'une orthèse sur le contrôle postural de sujets présentant une entorse récente de cheville. Ainsi, les études antérieures ne permettent pas de statuer sur de possibles interactions entre effets du port de l'orthèse et caractéristiques de l'entorse. Ce manque est regrettable dans la mesure où les orthèses de cheville sont prescrites et principalement portées dans les premières semaines suivant l'accident.

Face à ce contexte, l'objectif de ce travail a été de caractériser les effets du port unilatéral d'une orthèse de cheville sur le contrôle postural de patients victimes d'une entorse récente de la cheville. Cet objectif a été scindé en deux sous-objectif : -i) dissocier les effets sensoriel et mécanique du port de l'orthèse sur le contrôle postural, -ii) analyser l'évolution de ces effets au cours des 30 premiers jours suivant l'entorse du ligament collatéral latéral de la cheville.

I. Patients et sujets

Vingt-trois patients victimes d'une entorse bénigne ou moyenne du ligament collatéral latéral de la cheville et 30 sujets sains ont été inclus. Les caractéristiques démographiques et cliniques des sujets sains et patients ont été décrites en détail dans le cas particulier 2 (pages 73 et 74).

II. Protocole expérimental

Le protocole expérimental a été préalablement détaillé lors du chapitre 2. Les sujets sains et les patients ont subi une évaluation de l'équilibre dans trois conditions expérimentales (Figure 48) : -i) Une condition de référence, pieds nus. -ii) Une condition avec un bas de contention de type City confort Coton® (Thuasne, France) porté du côté de l'appui lésé. Le bas de contention exerce, entre autre, une pression cutanée sans pour autant exercer de maintien mécanique. Cette condition permet d'évaluer les effets d'une stimulation sensorielle cutanée indépendamment d'un effet mécanique de maintien articulaire. La taille du bas de contention a été définie en fonction du diamètre périmalléolaire des sujets, afin d'exercer une pression d'environ 15-20 mmHg. -iii) Une condition avec orthèse de cheville de type Ligastrap Immo® (Thuasne, France) portée du côté de l'appui lésé. Cette condition permet de mesurer à la fois les effets liés à la stimulation sensorielle et au maintien mécanique.

Les sujets sains ont été évalués lors d'une session unique au cours de laquelle ils ont du adopter la même répartition de poids sur les appuis que les patients évalués à J0. Le comportement spontané des patients a été évalué au cours de trois évaluations distinctes : -i) à J0, soit $14,7 \pm 14,0$ heures après l'accident, -ii) à J10, soit $10,9 \pm 2,2$ jours après l'accident - iii) à J30, soit $30,5 \pm 29$ jours après l'accident.

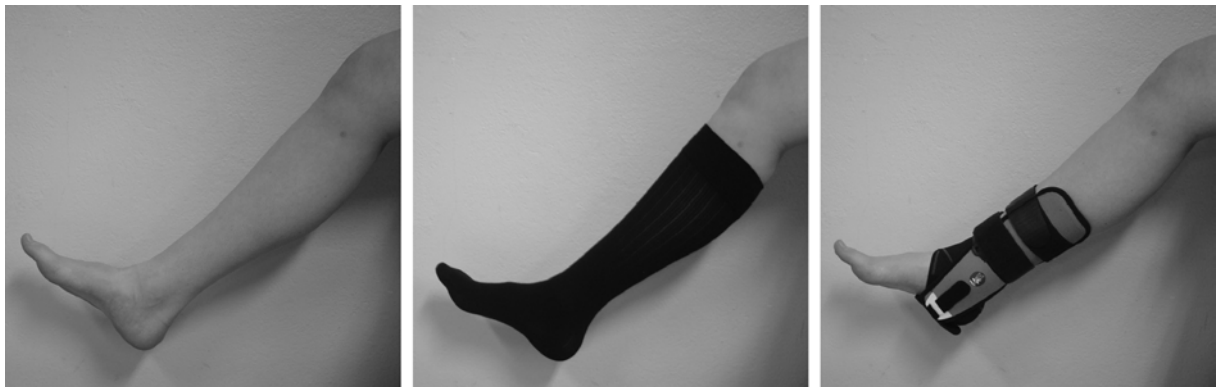


Figure 48 : Illustration des trois conditions expérimentales : référence, pieds nus, avec bas de contention, avec orthèse de cheville portée sur l'appui sain.

Traitement statistique

Le traitement statistique a été décrit en détail dans le chapitre 2 (page 76). Le traitement a été effectué à l'aide d'une ANOVA à 3 facteurs. Au cours de ce chapitre, seul le facteur « condition expérimentale » (Référence, Bas, orthèse) ainsi que ses interactions avec les autres facteurs seront discutés.

III. Résultats

Afin de mettre en avant les effets du port de l'orthèse, les figures présentées au cours des paragraphes suivants ont été construites sur la base des données moyennées des sujets sains et des patients évalués à J0, J10 et J30.

III.1. Effets du port de l'orthèse sur l'orientation posturale

III.1.a. Mise en charge de l'appui lésé

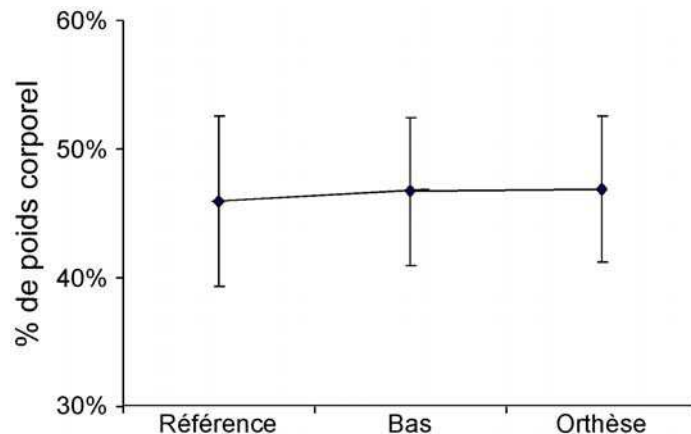


Figure 49 : Effet du port du bas de contention et de l'orthèse sur la mise en charge de l'appui lésé (moyenne \pm écart type).

L'ANOVA n'a pas mis en avant d'effet statistique sur le facteur condition ($F(2,570) = 0$, $p = 1$) ainsi que sur les interactions entre condition et sujet ($F(6,570) = 0$, $p = 1$). Le port d'un bas de contention ou de l'orthèse de cheville ne modifie pas la répartition de poids corporel sur les appuis (Figure 49).

III.1.b. Positions moyennes du CG et des CP plantaires lésé et sain

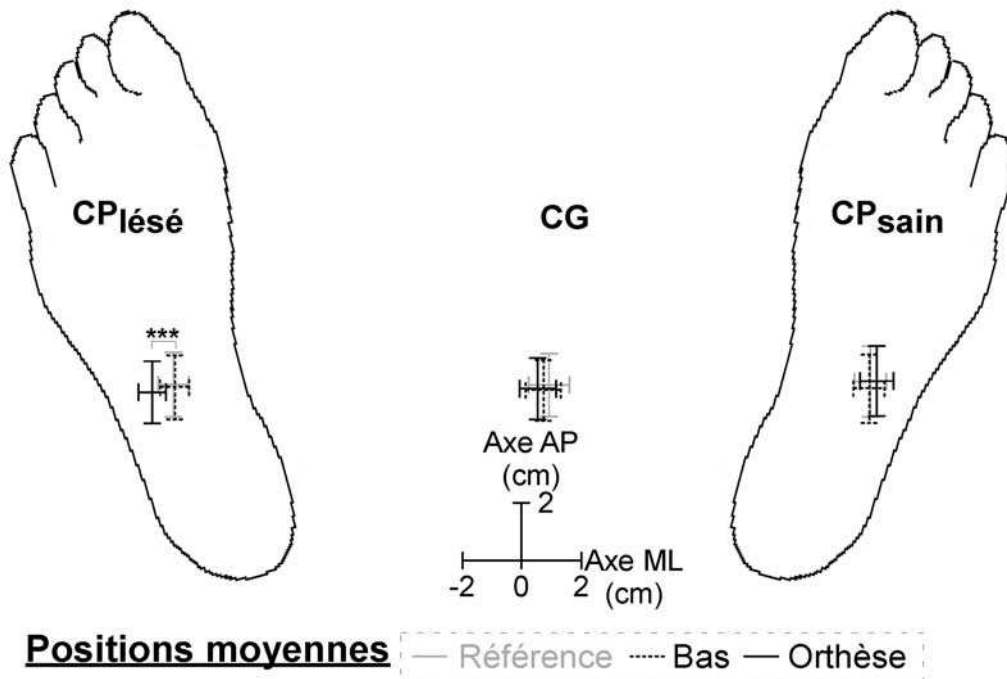


Figure 50 : Effet du port du bas de contention (en pointillé) et de l'orthèse (en noir) sur les positions moyennes des CP lésé et sain et du CG (moyenne \pm écart type). *** = $p < 0,01$.

CP sous chacun des appuis : Selon l'axe ML, un effet de la condition expérimentale ($F(2,570) = 13,67$, $p < 0,001$) ainsi qu'une interaction entre les facteurs condition expérimentale et pieds ($F(2,570) = 3,79$, $p < 0,05$) ont été reportés. Dans la condition avec orthèse, le CP mesuré sous l'appui lésé a une position plus latérale par rapport aux conditions de référence ($p < 0,001$) et avec bas de contention ($p < 0,001$, Figure 50). Ce résultat est un biais expérimental lié à l'épaisseur de la coque de l'orthèse contre les cales de positionnement des pieds, il ne sera donc pas pris en compte lors de la discussion. Selon l'axe AP, aucun effet de la condition expérimentale ($F(2,570) = 0,30$, $p = 0,74$) ou de l'interaction entre pieds et condition expérimentale ($F(2,570) = 0,37$, $p = 0,69$) n'a été reporté. Selon l'axe AP, les positions moyennes des CP mesurés sous les appuis lésé et sain ne sont pas modifiées par le port d'orthèse ou d'un bas de contention (Figure 50).

Centre de Gravité : aucun effet de la condition expérimentale ($F(2,570) = 1$, $p = 0,37$) ou d'interaction entre l'axe et la condition expérimentale ($F(2,570) = 0,28$, $p = 0,75$) n'a été reporté. Avec l'orthèse ou le bas de contention, la position moyenne du CG est la même que celle mesurée pieds nus, et ce pour les axes ML et AP (Figure 50).

III.2. Effets du port de l'orthèse sur la stabilisation posturale

III.2.a. Caractéristiques des trajectoires des CP plantaires

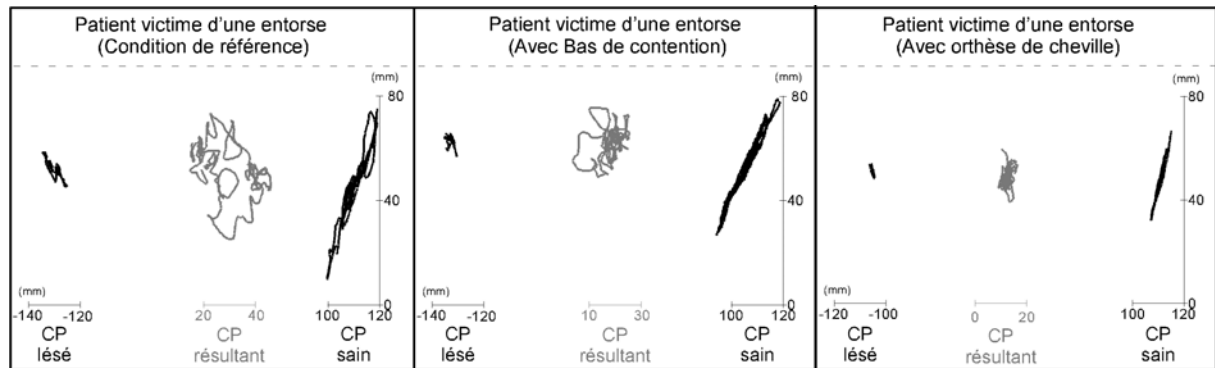


Figure 51 : Exemples de tracés des CP lésé, sain (en noir) et résultant (en gris) obtenus chez un patient victime d'une entorse gauche de grade I (21h après l'accident), évalué pieds nus avec bas de contention et orthèse de cheville.

Amplitude des trajectoires (RMS) : un effet de la condition expérimentale a été reporté ($F(2,570)=7,12$, $p < 0,001$). Aucune interaction entre les facteurs pieds et conditions expérimentales n'a pu être mise en avant ($F(2,570) = 0,82$, $p = 0,44$). En comparaison aux conditions de référence et avec bas de contention, le port de l'orthèse de cheville induit une diminution conjointe de l'amplitude des trajectoires des CP enregistrées sous les appuis lésé et sain (respectivement, $p < 0,001$ et $p < 0,05$, **Figures 51 et 52**). Aucune différence n'a été reportée entre la condition de référence et la condition avec bas de contention ($p = 0,14$).

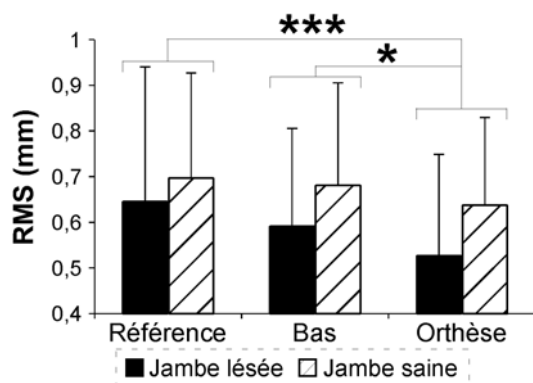


Figure 52 : Effet de la condition expérimentale (référence, bas, orthèse) sur l'amplitude moyenne des trajectoires des CP mesurés sous les appuis lésé et sain des sujets. * = $p < 0,05$, * = $p < 0,001$.**

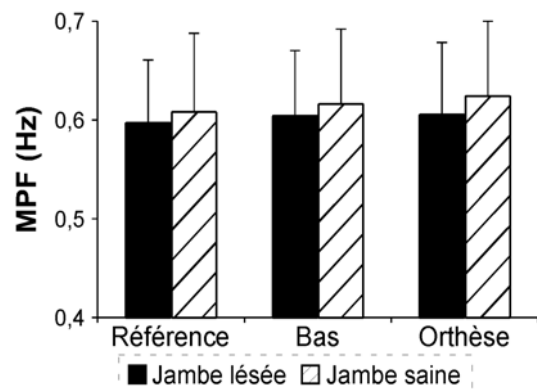


Figure 53 : Effet de la condition expérimentale (référence, bas, orthèse) sur la fréquence moyenne des trajectoires des CP mesurés sous les appuis lésé et sain des sujets.

Fréquence des trajectoires (FPM) : Une absence d'effet de la condition expérimentale ($F(2,570) = 1,45$, $p = 0,23$) et d'interaction entre la condition expérimentale et le pieds a été reportée ($F(2,570)=0,15$, $p = 0,86$, **Figure 53**).

Forme des trajectoires (Allongement) : un effet de la condition expérimentale a été reporté ($F(2,570)=3,40$, $p<0,05$). Aucune interaction entre les facteurs pieds et conditions expérimentales n'a pu être mis en avant ($F(2,570) = 1,97$, $p = 0,14$). En comparaison aux conditions de référence et avec bas de contention, le port de l'orthèse de cheville induit une diminution conjointe des rapports d'allongement mesurés sous les appuis lésé et sain (respectivement, $p<0,05$ et $p<0,05$, **Figure 54**). Avec orthèse, les trajectoires des CP plantaires sont moins organisées selon l'axe longitudinal des pieds que dans la condition de référence. Aucune différence n'a été reportée entre la condition de référence et la condition avec bas de contention ($p=0,82$).

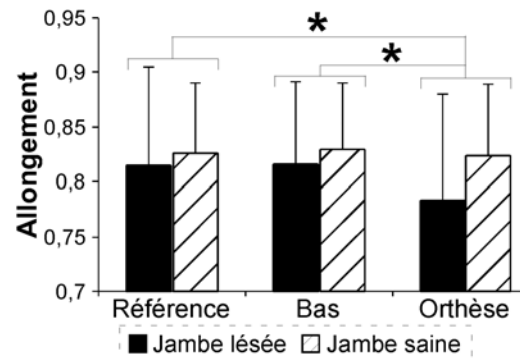


Figure 54 : Effet de la condition expérimentale (référence, bas, orthèse) sur le rapport d'allongement des trajectoires des CP mesurées sous les appuis lésé et sain des patients. * = $p<0,05$.

III.2.b. Caractéristiques des trajectoires de la différence CP_{Res} -CG et du CG

Trajectoires de la différence CP_{Res} -CG : Sur le paramètre RMS, un effet de la condition expérimentale ($F(2,570)=3,05$, $p<0,05$) et aucune interaction entre les facteurs condition et axes ($F(2,570)=0,02$, $p=0,98$) ont été reportés. En comparaison à la condition de référence, l'amplitude de la trajectoire du CP_{Res} -CG est diminuée selon les axes ML et AP lorsque les sujets portent l'orthèse ($p<0,05$, **Figure 55**). Le port d'un bas de contention n'induit aucun effet ($p=0,09$). Sur le paramètre fréquence moyenne, aucun effet de la condition expérimentale ($F(2,570)=0,16$, $p=0,85$) ou d'interaction entre conditions et axes ($F(2,570)=0,82$, $p=0,44$) n'ont été reportés (**Figure 56**).

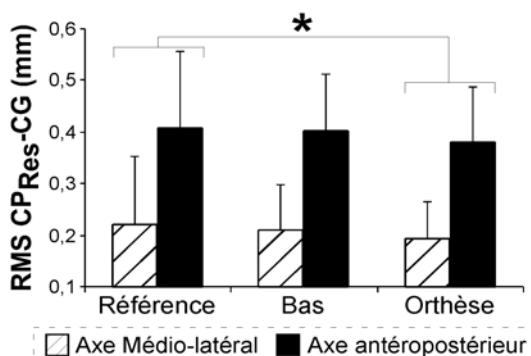


Figure 55 : Amplitude moyenne (\pm écart type) des trajectoires de la différence CP_{Res} -CG selon les axes ML et AP des sujets sains et des patients évalués dans les conditions de référence, bas et avec orthèse. * = $p<0,05$.

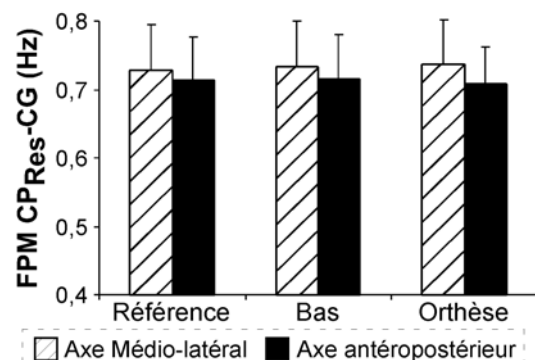


Figure 56 : Fréquence moyenne (\pm écart type) des trajectoires de la différence CP_{Res} -CG selon les axes ML et AP des sujets sains et des patients évalués dans les conditions de référence, bas et avec orthèse.

Trajectoires du CG : Sur le paramètre RMS, un effet de la condition expérimentale ($F(2,570)=8,69$, $p<0,001$) et aucune interaction entre les facteurs condition expérimentale et axes ($F(2,570)=0,14$, $p=0,87$) ont été reportés. Par rapport à la condition de référence, l'amplitude de la trajectoire du CG est diminuée selon les axes ML et AP lorsque les sujets portent un bas de contention ($p<0,05$) ou une orthèse de cheville ($p<0,01$, **Figure 57**). De même, l'amplitude des mouvements du CG est inférieure dans la condition avec orthèse par rapport à la condition de référence ($p<0,05$). Sur le paramètre fréquence moyenne, un effet de la condition expérimentale ($F(2,570)=5,89$, $p<0,01$) et aucune interaction entre les facteurs condition expérimentale et axes ($F(2,570)=1,13$, $p=0,32$) ont été reportés. La fréquence des mouvements du CG est plus importante dans la condition avec bas de contention par rapport aux conditions de référence et avec orthèse de cheville ($p<0,01$, **Figure 58**).

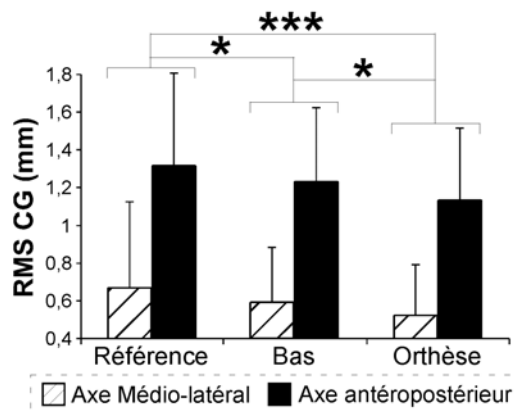


Figure 57 : Amplitude moyenne (\pm écart type) des trajectoires du CG selon les axes ML et AP des sujets sains et des patients évalués dans les conditions de référence, bas et avec orthèse. * = $p<0,05$, * = $p<0,001$.**

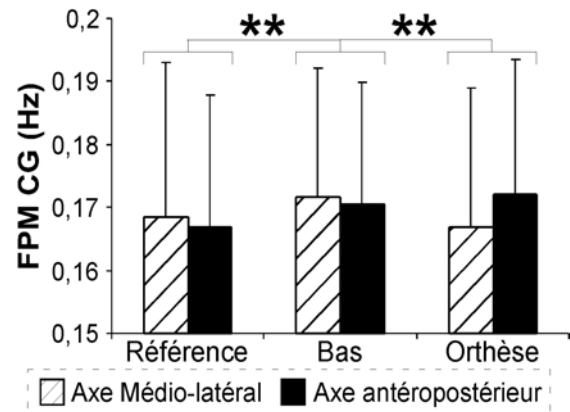


Figure 58 : Fréquence moyenne (\pm écart type) des trajectoires du CG selon les axes ML et AP des sujets sains et des patients évalués dans les conditions de référence, bas et avec orthèse. ** = $p<0,01$.

III.3. Evolution des effets du port de l'orthèse au cours du temps

Aucune interaction entre les facteurs condition expérimentale (référence, bas, orthèse) et sujet (Sains, J0, J10, J30) n'a été reportée pour la majorité des paramètres étudiés (**Tableau 12**). Les effets du port du bas de contention ou de l'orthèse de cheville sur l'orientation posturale sont les mêmes chez les sujets sains et les patients au cours des 30 jours suivant l'accident. Le port de l'orthèse ou d'un bas de contention ne modifie pas les paramètres caractéristiques de l'orientation posturale des patients quelle que soit la date d'évaluation.

Concernant les paramètres caractéristiques de la stabilisation posturale, la même conclusion peut être faite hormis pour un paramètre : la FPM du CG. De J0 jusqu'à J30, le port de l'orthèse de cheville entraîne : -i) une diminution de l'amplitude des trajectoires des CP plantaires, de la différence CP_{Res}-CG et du CG, -ii) une diminution des rapports d'allongement des CP plantaires. Concernant le paramètre FPM du CG, une forte interaction entre les facteurs sujet et condition expérimentale est reportée. La FPM du CG est augmentée dans la condition bas de contention par rapport aux conditions de référence ($p < 0,001$) et avec orthèse ($p < 0,001$) pour les patients évalués 10 jours après leur accident.

Effets sur l'orientation posturale		
Paramètre	F(6,570)	p
% poids	0	1
Position CP plantaires ML	0,11	1
Position CP plantaires AP	0,03	1
Position CG	0,11	1
Effets sur la stabilisation posturale		
Paramètre	F(6,570)	p
RMS CP plantaires	0,85	0,53
FPM CP plantaires	0,32	0,93
Allongement CP plantaires	0,14	0,99
RMS C _{Pres} -CG	0,62	0,72
FPM C _{Pres} -CG	0,73	0,63
RMS CG	1,09	0,37
FPM CG	11,38	0,001

Tableau 12 : Résultats de l'ANOVA : effets d'interactions entre les facteurs condition expérimentale (référence, bas, orthèse) et sujet (sujets sains, J0, J10 et J30). Les résultats significatifs sont notés en gras.

IV. Discussion

Les études antérieures sur les effets du port d'orthèse sur le contrôle postural ont généralement portées sur des sujets sains (Calmels et al. 1991 ; Rougier et Toschi, 2001 ; Rougier et al. 2004) ou des patients présentant une instabilité séquellaire d'entorse lors d'évaluation unipodales (Guskiewicz et Perrin, 1996 ; Jerosh et al. 1995 ; Baier et Hopf, 1998). Ces études ne mettent pas en avant les possibles interactions entre l'effet du port de l'orthèse et l'effet de l'entorse quelques jours après l'accident. Dans cette lignée, ce travail a permis de comprendre plus finement les effets du port unilatéral d'orthèse: -i) le port de l'orthèse ne modifie pas l'orientation posturale des patients, -ii) par un effet sur les deux appuis, le port de l'orthèse permet d'améliorer la stabilité posturale, -iii) une stimulation sensorielle cutanée induit des effets intermédiaires à ceux observés avec orthèse, -iv) les effets du port de l'orthèse sont constants depuis le 1^{er} jour et ce jusqu'à 30 jours après l'accident.

IV.1. Effets du port de l'orthèse sur le maintien postural

Alors qu'après entorse du ligament collatéral latéral de la cheville, les patients se caractérisent par une forte modification de l'orientation posturale, aucun effet du port d'une orthèse de cheville n'a pu être mis en avant sur cette composante. Au premier jour de l'accident, les patients se caractérisent par un transfert de charge vers la jambe saine et vers l'arrière lorsqu'ils sont évalués pieds nus mais aussi lorsqu'ils sont évalués avec une orthèse de cheville. Ce résultat est en contradiction avec les travaux de Calmels et al. (1991), qui avaient montré chez le sujet sain, une modulation de la position antéropostérieure lors d'évaluations posturales avec orthèse de cheville.

A l'inverse, nos résultats ont révélé une forte modification de la stabilisation posturale des patients lorsqu'ils portent l'orthèse. Chez les sujets victimes d'une entorse récente de la cheville, le port d'une orthèse de cheville induit une diminution bilatérale de l'amplitude des déplacements des CP sous chacun des appuis. Ce résultat révèle une moindre variation de la localisation des pressions sous chacun des appuis lors de l'évaluation posturale avec orthèse. Dans le maintien de la station debout non perturbée, les déplacements des CP plantaires, ou la localisation des pressions sous les appuis, sont principalement contrôlés selon l'axe de flexion/extension de la cheville. Les groupes musculaires principalement responsable de ces trajectoires sont les muscles jambiers postérieurs. Ainsi, il est possible de conclure que, par son action sensorielle et/ou mécanique, le port d'une orthèse de cheville permettrait de diminuer l'importance des variations de contractions musculaires intervenant autour de l'articulation des chevilles. Cette interprétation doit tout de même être relativisée, car même si le modèle du pendule inversé a été validé (Gage et al. 2004), il existe une certaine importance des mouvements du tronc dans le maintien de la station debout et donc dans les trajectoires des CP plantaires (Aramaki et al. 2001).

Il est intéressant de noter que les diminutions d'amplitude des trajectoires des CP plantaires sont similaires sous les deux pieds des sujets. Ainsi, alors que l'orthèse n'est portée que sur un appui, elle induit des modifications comportementales bilatérales. Ce résultat suggère un lien biomécanique et/ou neurosensoriel entre les deux appuis. La perturbation des actions enregistrées sous un appui induirait indubitablement une modulation du comportement postural enregistré sous l'autre jambe. Dans le cas du port de l'orthèse de cheville, la restriction de mobilité articulaire sous un appui entraîne une diminution des oscillations posturales sous les deux appuis des sujets. Ce lien est, selon nous, principalement mécanique.

Dans la continuité de ces résultats, le port d'une orthèse de cheville induit une modification de l'équilibre résultant (CP_{Res} -CG et CG) des patients victimes d'une entorse récente de la cheville. Dans la condition avec orthèse, une diminution conjointe de l'amplitude des déplacements de la différence CP_{Res} -CG et du CG a été enregistrée. Ainsi, moins d'accéléérations, et donc de forces horizontales, sont transmises au CG lors du maintien de la station debout. Cet effet suggère que les moyens mis en œuvre pour maintenir l'équilibre debout sont diminués. De plus, cette possible économie est associée à une amélioration de la performance posturale, définie ici comme la capacité à réduire les mouvements du CG.

Il est intéressant de noter que les effets du port d'orthèse de cheville sont similaires selon les deux axes ML et AP. L'orthèse de cheville testée se compose de deux éléments : -i) une sangle intérieure, -ii) 2 coques latérales maintenues par 2 bandes. Même si l'effet est maximisé dans le plan frontal, l'orthèse permet un maintien et un contact cutané dans les 2 directions principales d'oscillations. Par contre, cet effet ne s'applique qu'à l'articulation de la cheville. Dans cette logique, et si l'on considère que l'équilibre postural est contrôlé par une stratégie de cheville selon l'axe AP et par une stratégie de hanche selon l'axe ML (Winter, 1995), des effets uniques selon l'axe AP auraient dû être observés. Selon cet axe, la stabilité est principalement contrôlée par les trajectoires des CP plantaires (Genthon et Rougier, 2003). Avec l'orthèse de cheville, on enregistre une diminution de l'amplitude des trajectoires des CP plantaires qui va par la suite entraîner une amélioration de la performance posturale antéropostérieure. Selon l'axe ML, il n'a pu être mis en avant de lien entre les trajectoires des CP plantaires et la stabilité posturale (Genthon et Rougier, 2003). L'équilibre est ici contrôlé par une stratégie de charge/décharge de la hanche (Winter, 1995). Ainsi, nos résultats suggèrent un très fort lien entre les articulations de la cheville et de la hanche lors du maintien de la stabilité latérale. Une modification sensorimotrice intervenant au niveau de l'inversion/éversion de la cheville peut induire une modification du contrôle de l'articulation de la hanche. Le rôle de l'articulation de la cheville dans le contrôle de la stabilité latérale ne peut donc pas être négligée. Ces observations vont en faveur d'une intégration multi-sensorielle de la posture. La commande motrice appliquée au niveau d'un effecteur particulier est placée sous le contrôle d'afférences issues de l'ensemble des différents chaînons corporels.

IV.2. Effets mécanique et sensoriel du port d'une orthèse de cheville

Deux effets, mécanique et sensoriel, sont classiquement associés au port d'une orthèse stabilisatrice de cheville. L'orthèse offre une immobilisation mécanique : par une augmentation de la force requise pour déformer l'articulation (Thonnard et al. 1996), le port de l'orthèse permet de réduire l'amplitude des mouvements de la cheville dans les différents plans de l'espace (Robinson et al. 1986 ; Bruns et al. 1996 ; Eils et al. 2002 ; Kerkhoffs et al. 2003 ; Thoumie et al. 2004). En parallèle, de part le contact cutané et la pression exercée, l'orthèse de cheville stimule les récepteurs somesthésiques, induisant une augmentation des influx afférents proprioceptifs. Le port d'une orthèse entraîne une stimulation de l'activité réflexe des muscles fibulaires (Cordova et Ingersoll, 2003; Thoumie et al. 2004). Ainsi, le port de l'orthèse de cheville permet d'améliorer la stabilité de l'articulation par une action sur le contrôle du mouvement autant passif qu'actif.

Pour estimer le rôle sensoriel de l'orthèse sur le contrôle postural, nous avons évalué les sujets avec un bas de contention. Nos résultats ont mis en avant des effets intermédiaires dans la condition avec bas de contention par rapport à la condition avec orthèse. Par une action bilatérale sur les deux appuis, le port d'un bas de contention permet d'améliorer la stabilité tant dans le plan frontal que sagittal. Ce résultat est intéressant dans la mesure où une simple pression cutanée de l'ordre de 15-20 mmHg permet d'améliorer la performance posturale. Par une action sur les mécanorécepteurs cutanés, l'application d'une pression articulaire permet d'améliorer le sens proprioceptif de la cheville (You et al. 2004) et par suite la performance posturale. Il semble donc essentiel de prendre en compte le rôle sensoriel de l'orthèse de cheville au cours de sa conception. L'utilisation de matériaux aux caractéristiques spécifiques, renforçant la stimulation sensorielle induite par la pression, devrait pouvoir remplir ce rôle. Dans cette logique, sans alourdir le système par l'ajout de renfort additionnel, il doit être possible d'améliorer les qualités fonctionnelles de l'orthèse. Bien entendu, le rôle mécanique de l'orthèse ne peut en aucun cas être négligé. Les gains fonctionnels sont maximisés au cours d'une évaluation avec orthèse offrant d'une part un maintien mécanique et d'autre part une stimulation sensorielle.

Les résultats énoncés ci-dessus doivent être tout de même relativisés. Les stimulations sensorielles utilisées au cours de cette étude étaient légèrement différentes. Le port d'un bas de contention exerce une pression cutanée de l'ordre de 15-20mmHg depuis les orteils jusqu'au sommet du segment jambier (Figure 48). A l'inverse, la pression cutanée exercée par l'orthèse se limite à l'articulation de la cheville avec une intensité estimée de 10-20mmHg, sans avoir été rigoureusement contrôlée. Ainsi, il ne nous est pas possible de quantifier

précisément la répartition des effets sensoriels et mécanique du port de l'orthèse sur le contrôle postural. Pour cela, d'autres études, contrôlant avec plus de rigueur les intensités et localisation des pressions cutanées doivent être menées. Du fait de la douleur au niveau des zones articulaires et des différences de spécialisation sensorielles des diverses zones tactiles (Okubo et al. 1980), des effets spécifiques liés à la localisation de la stimulation sensorielle devraient être observés. L'ajout d'informations sur une zone cutanée plus éloignée des zones douloureuses et plus spécialisée dans la régulation de la station debout, tel que la sole plantaire, devrait offrir des gains plus importants.

IV.3. Evolution des effets du port de l'orthèse au cours du temps

Les effets du port de l'orthèse sur le contrôle postural sont similaires chez les sujets sains asymétriques et chez les patients évalués 14h, 10 ou 30 jours après leur accident. Cet élément est intéressant dans la mesure où il suggère une absence d'interaction entre les caractéristiques des sujets et les effets du port d'une orthèse de cheville. Alors que les douleurs perçues, la taille de l'œdème et l'instabilité mécanique de la cheville évoluent au cours du temps, les effets du port d'orthèse sur le contrôle de l'équilibre sont constants. Dans l'objectif d'améliorer le contrôle de l'équilibre de sujets victimes d'une entorse de la cheville, il serait donc intéressant de prescrire une orthèse de cheville dès les premières heures suivant l'accident. De même, il peut être intéressant de ne pas retirer l'orthèse trop précocement (les patients évalués dans cette étude avaient en moyenne arrêté de porter l'orthèse 10 jours après l'accident).

V. Conclusion

Dans l'objectif d'améliorer le contrôle de l'équilibre de patients victimes d'une entorse de cheville, il semble intéressant de prescrire une orthèse de cheville et d'en poursuivre le port 30 jours après l'accident. Par une action tant sensorielle que mécanique, le port de l'orthèse induit une amélioration du comportement postural. Le port d'une orthèse induit une modification bilatérale de l'organisation des forces de réaction sous les deux pieds associée à une amélioration de la stabilité posturale.

Chapitre 4 : Analyse biomécanique du maintien de l'équilibre debout

Déficiences unilatérales et stratégies de contrôle des appuis plantaires

Pour maintenir leur équilibre debout, les sujets sains investissent leurs deux appuis de manière simultanée et symétrique (Genthon et Rougier, 2003). Les trajectoires des CP mesurées sous les deux appuis sont organisées majoritairement selon l'axe de flexion/extension de la cheville. Dans la mesure où les pieds sont placés dans une position plus ou moins parallèle (Winter et al, 1996), les trajectoires des CP mesurées sous les appuis conditionnent la stabilité antéropostérieure. A chaque instant, les deux appuis mettent en place une action similaire, leurs effets sur le contrôle postural résultant sont identiques (**Figure 59**). Par suite, par un contrôle central pouvant être simplifié, les sujets parviennent à réduire leurs oscillations posturales.

D'un point de vue théorique, d'autres stratégies de contrôle des trajectoires des CP plantaires peuvent être mises en place afin de réduire l'instabilité posturale antéropostérieure. Par exemple, un mouvement en opposition des articulations de cheville va induire des trajectoires des CP plantaires en opposition de phase (**Figure 59**). Si les trajectoires des CP plantaires sont en totale opposition de phase, les effets des CP plantaires sur la coordonnée spatiale du CP résultant vont à chaque instant se contrecarrer. Ainsi, des trajectoires plantaires amples vont conditionner des trajectoires du CP résultant de faibles amplitudes.

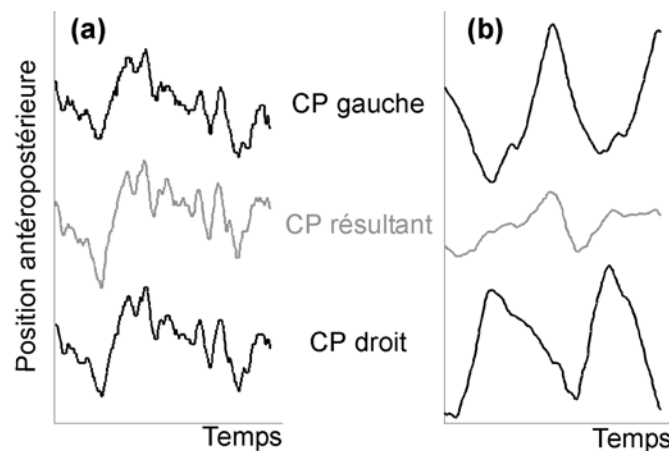


Figure 59 : Exemples de trajectoires des CP mesurées sous les deux pieds et du CP_{Res}. L'évolution des coordonnées antéropostérieures est représentée en fonction du temps. Partie (a) exemples de tracés obtenus chez un sujet sain, (b) exemples de tracés obtenus chez un sujet sain créant des mouvements de chevilles en opposition de phase.

A la suite d'une déficience unilatérale, les patients se caractérisent généralement par une asymétrie de la répartition de poids sur les appuis, une asymétrie des caractéristiques des trajectoires des CP sous les deux pieds et par une instabilité posturale. Dans ce contexte, un des objectifs de ce travail a été d'analyser les stratégies de contrôle des trajectoires antéropostérieures des CP mesurées sous les appuis. Du fait de la déficience unilatérale, les patients sont-ils capables de mettre en place un contrôle simultané, et en phase des trajectoires des CP plantaires, tel qu'il est observé chez les sujets sains ?

Cette analyse a pour objectif principal de décrire la relation spatio-temporelle existant entre les trajectoires des CP plantaires de diverses populations présentant une asymétrie posturale. Pour cela, les résultats issus du calcul des fonctions d'inter-corrélations entre les CP plantaires vont être présentés. Ces fonctions permettent de caractériser le niveau de corrélation et l'éventuel décalage temporel entre les trajectoires des CP droit et gauche. Le second objectif de cette étude a été de comprendre l'impact des possibles modulations de stratégies de contrôle des trajectoires des CP plantaires sur l'équilibre résultant. Pour cela, si un décalage temporel entre les trajectoires des CP plantaires est détecté, ces trajectoires ont été synchronisées par informatique. Les paramètres caractéristiques du CG et de la différence $CP_{Res}-CG$ obtenus avant et après synchronisation des trajectoires des CP droit et gauche ont été comparés.

I. Patients et sujets

Les données présentées au cours de ce chapitre portent sur l'ensemble des sujets sains et patients évalués debout, au cours de ce travail de thèse. Elles concernent l'équilibre debout de 44 sujets sains évalués yeux ouverts (YO) ou yeux fermés (YF) avec une asymétrie de répartition de poids corporel sur les appuis, 27 patients victimes d'un accident vasculaire cérébral (AVC) évalués YO et 23 patients victimes d'une entorse du ligament collatéral latéral de la cheville évalués YF. Les caractéristiques démographiques, anthropométriques, et cliniques des patients et sujets sains ont été détaillées dans le chapitre 3 (pages 57, 58, 73 et 74). Seul le résumé des caractéristiques démographiques et cliniques les plus importantes est présenté dans le **tableau 13**.

	Sujets sains asymétriques YO	Sujets sains asymétriques YF	AVC YO	Entorse YF	Stats
Nombre	14	30	27	23	
Sexe (F/H)	6F / 8H	11F / 19H	7F / 20H	9F / 14H	
Age (ans)	51,30 ± 12,72	29,37 ± 8,60	56,78 ± 13,48	28,74 ± 8,40	P<0,001
Taille (cm)	173,0 ± 7,7	173,7 ± 7,1	169,8 ± 7,9	172,6 ± 8,3	p>0,05
Poids (Kg)	70,9 ± 11,2	69,55 ± 10,91	63,7 ± 9,8	71,7 ± 14,7	p>0,05

Tableau 13 : Caractéristiques démographiques et anthropométriques des sujets et patients inclus.

Le résumé des caractéristiques cliniques des patients victimes d'un AVC et d'une entorse de cheville est présenté dans le **tableau 14**.

Patients victimes d'un AVC	
	Moyenne \pm écart type (minimum-maximum)
Distance de l'AVC (jours)	106,6 \pm 52,9 [25-200]
Taille de la lésion (0-8)	3,75 \pm 2,45 [1-8]
Côté de la lésion (D/G)	15D / 12G
Patients victimes d'une entorse	
	Moyenne \pm écart type (minimum-maximum)
Distance de l'accident (heures)	14,65 \pm 13,98 [1-48]
Gravité de la lésion (Bénigne/moyenne)	12Bénigne / 11Moyenne

Tableau 14 : Résumé des caractéristiques cliniques des patients victimes d'un AVC ou d'une entorse de la cheville.

II. Protocole expérimental

Les sujets sains et patients ont tous subi une évaluation de l'équilibre debout dans des conditions expérimentales proches. Ils ont été évalués sur un système composé de deux plates-formes de force (PFO2®, Equi+) dans une position similaire : talons écartés de 9cm, pieds formant un angle de 30°, bras relâchés (**Figure 14, page 36**). Par contre, en fonction des capacités propres des patients, la durée des repos et la présence ou non d'informations visuelles ont été modulées (**Tableau 15**). De plus, la répartition de poids corporel sur les appuis adoptée spontanément était différente chez les patients victimes d'un AVC en comparaison des patients victimes d'une entorse. Les sujets sains asymétriques étaient évalués dans les conditions de répartition de poids adoptées par les patients (**Tableau 15**).

	Sujets sains asymétriques	Sujets sains asymétriques	AVC	Entorse
Condition sensorielle	Yeux ouverts	Yeux fermés	Yeux ouverts	Yeux fermés
Nombre d'essais	4	4	4	4
Durée des essais	32s	32s	32s	32s
Durée des repos	>2min	1min	>2min	1min
Mise en charge de la jambe « saine »	65 \pm 12 %	57 \pm 8 %	65 \pm 5%	57 \pm 9 %

Tableau 15 : Caractéristiques des évaluations posturales des sujets sains et patients.

III. Traitement des données

L'analyse des stratégies de contrôle des trajectoires des CP mesurées sous les appuis a été effectuée sur la base de l'étude des fonctions d'inter-corrélations. Cette méthode a été décrite en détail au cours du chapitre 2 (Pages 50 et 51). En résumé, cette méthode permet d'étudier la relation spatio-temporelle pouvant exister entre deux trajectoires (Max, 1985). Deux paramètres sont utilisés pour caractériser la relation spatio-temporelle entre les trajectoires des CP droit et gauche : -i) **la corrélation** pour un décalage temporel nul, représentant la relation spatiale entre les trajectoires des CP plantaires, -ii) **le décalage temporel**, représentant la relation temporelle entre les trajectoires des CP plantaires.

Afin d'analyser les conséquences d'une désynchronisation antéropostérieure des trajectoires des CP plantaires sur l'équilibre résultant, les trajectoires des CP entre les appuis ont été synchronisées artificiellement. Cette méthode consiste à décaler les séries temporelles des CP droit et gauche d'un nombre d'intervalles de temps égal à la valeur du décalage temporel. Ce traitement a été effectué par informatique sur chacun des essais enregistrés. Le contrôle de la synchronisation des CP droit et gauche a été effectué par un second calcul des fonctions d'inter-corrélations (Figure 60).

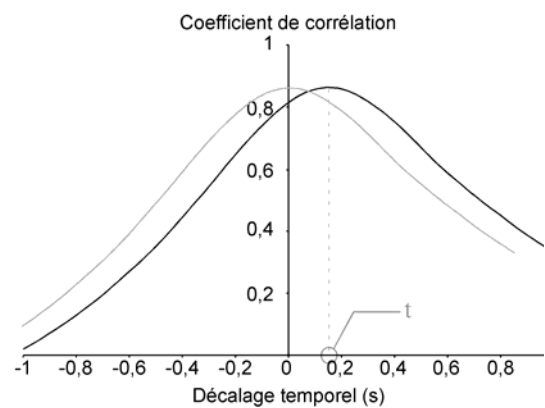


Figure 60 : Exemples de fonctions d'inter-corrélation calculées entre les trajectoires des CP droit et gauche obtenus avant (en noir) et après resynchronisation (en gris).

Les trajectoires du CP_{Res} ont ensuite été recalculées sur la base des trajectoires synchronisées des CP droit et gauche. Par suite, les trajectoires de la différence $CP_{Res}-CG$ et du CG ont été estimées (Brenière, 1996, chapitre 2, Pages 40 et 41). Les paramètres fréquentiels ont été calculés sur la base des spectres de fréquence caractéristiques de ces deux trajectoires (Chapitre 2, Pages 48 et 49). L'effet de la synchronisation a été évalué sur la RMS et la FPM du $CP_{Res}-CG$ et du CG, calculés selon l'axe antéropostérieur.

Traitement statistique

Les paramètres issus de l'analyse des fonctions d'inter-corrélation des différentes populations étudiées ont été comparés à l'aide d'une ANOVA non-paramétrique basée sur les rangs : l'ANOVA de Kruskal-Wallis. Un facteur a été pris en compte : le facteur sujet. Un test de comparaison basé sur les rangs (test de U Mann-Whitney) a été utilisé en analyse post-hoc. Pour comparer la variabilité des paramètres enregistrés chez les différentes populations, un test de Levene a été utilisé. Du fait du bornage des coefficients de corrélations $([-1 ; 1])$, les statistiques ont été réalisées sur la transformée z des coefficients de corrélation.

Les paramètres, caractéristiques du CG et du CP_{Res} -CG (RMS et FPM), calculés avant et après resynchronisation sur l'ensemble des sujets étudiés ont été comparés à l'aide d'un test non-paramétrique pour échantillon appariés : le T de Wilcoxon.

Pour l'ensemble des tests statistiques, le premier seuil de significativité a été fixé à $p < 0,05$.

IV. Résultats

IV.1. Caractéristiques des fonctions d'inter-corrélation

Corrélation entre les mouvements des CP droit et gauche (Figure 61) : Quelle que soit la population étudiée, la corrélation entre les trajectoires AP des CP droit et gauche est positive, signifiant que les mouvements se font en phase. Par contre, selon la population considérée, la valeur de corrélation est différente ($H(3,94) = 37,89$, $p < 0,001$). Chez les sujets sains asymétriques évalués yeux ouverts (65% de poids corporel appliqué sur l'appui surchargé), la corrélation est diminuée par rapport aux sujets sains asymétriques évalués yeux fermés (57% de poids corporel appliqué sur l'appui surchargé) ($U=81$, $p < 0,01$). De plus, la corrélation est fortement diminuée chez les patients hémiplegiques par rapport aux sujets sains asymétriques évalués yeux ouverts ($U=71$, $p < 0,01$) ou yeux fermés ($U=63$, $p < 0,001$) ainsi que par rapport aux patients victimes de l'entorse ($U=87$, $p < 0,001$).

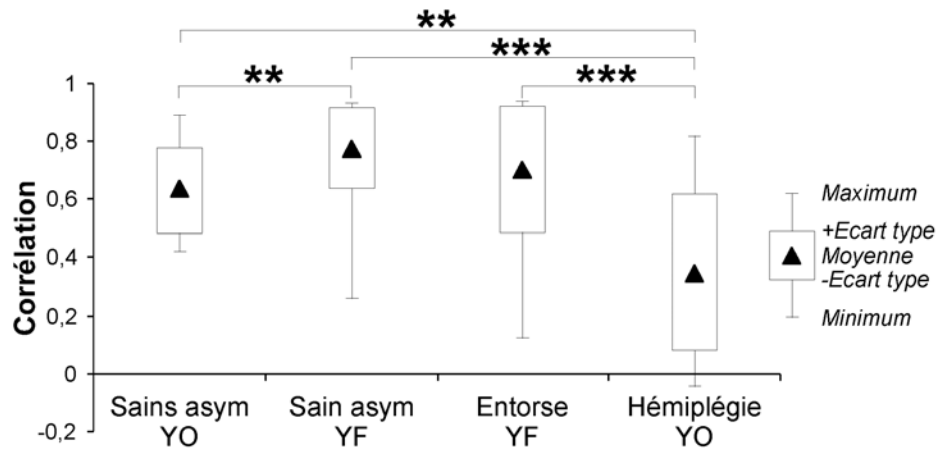


Figure 61 : Corrélation entre les trajectoires antéropostérieures des CP droit et gauche des sujets sains évalués yeux ouverts ou yeux fermés, des patients victimes d'une entorse et des patients hémiplégiques. * = $p < 0,05$, ** = $p < 0,01$, * = $p < 0,001$.**

Synchronisation des trajectoires plantaires (Figure 62) : sur le paramètre décalage temporel entre les trajectoires des CP droit et gauche, l'ANOVA n'a pas révélé de différence entre les populations ($H(3,94) = 4,39$, $p = 0,22$). Par contre, alors que le comportement des sujets sains asymétriques est relativement homogène, une augmentation de la variabilité comportementale des patients victimes de l'entorse ou des patients hémiplégiques est observée ($F(3,90) = 4,68$, $p < 0,01$). Certains patients se caractérisent par des trajectoires plantaires fortement désynchronisées, avec un décalage temporel entre les trajectoires des CP droit et gauche de l'ordre de 400-500 ms.

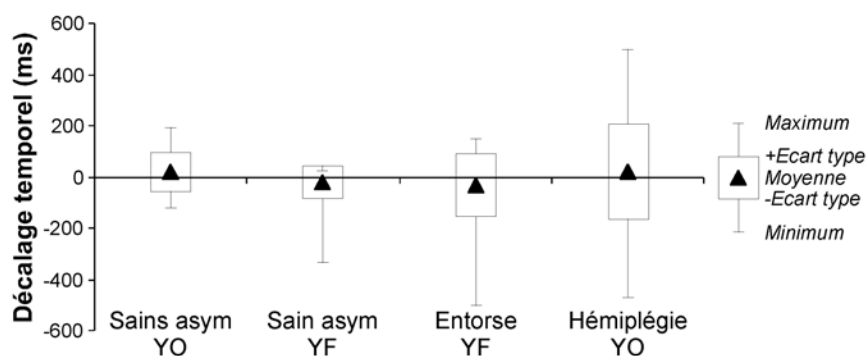


Figure 62 : Décalage temporel entre les trajectoires antéropostérieures des CP droit et gauche des sujets sains évalués yeux ouverts ou yeux fermés, des patients victimes d'une entorse et des patients hémiplégiques.

IV.2. Effets de la resynchronisation des trajectoires des CP plantaires

IV.2.a. Contrôle de la synchronisation

Après synchronisation, le décalage temporel entre les mouvements des CP droit et gauche des sujets a une valeur moyenne de 00 ± 23 ms. Cette valeur est significativement réduite par rapport à la condition de référence ($T = 111$, $p < 0,001$). Après synchronisation, la corrélation entre les mouvements des CP droit et gauche est augmentée (pré : $r = 0,62 \pm 0,27$, post : $r = 0,69 \pm 0,34$, $T = 1386$, $p < 0,01$).

IV.2.b. Description des effets

La synchronisation antéropostérieure des trajectoires des CP mesurées sous chacun des appuis induit une diminution de l'amplitude des trajectoires de la différence CP_{Res}-CG ($T=551$, $p < 0,001$) et du CG ($T = 612$, $p < 0,001$) (Figure 63). A l'inverse, elle entraîne une augmentation de la fréquence des trajectoires de la différence CP_{Res}-CG ($T = 793$, $p < 0,001$) et du CG ($T = 622$, $p < 0,01$).

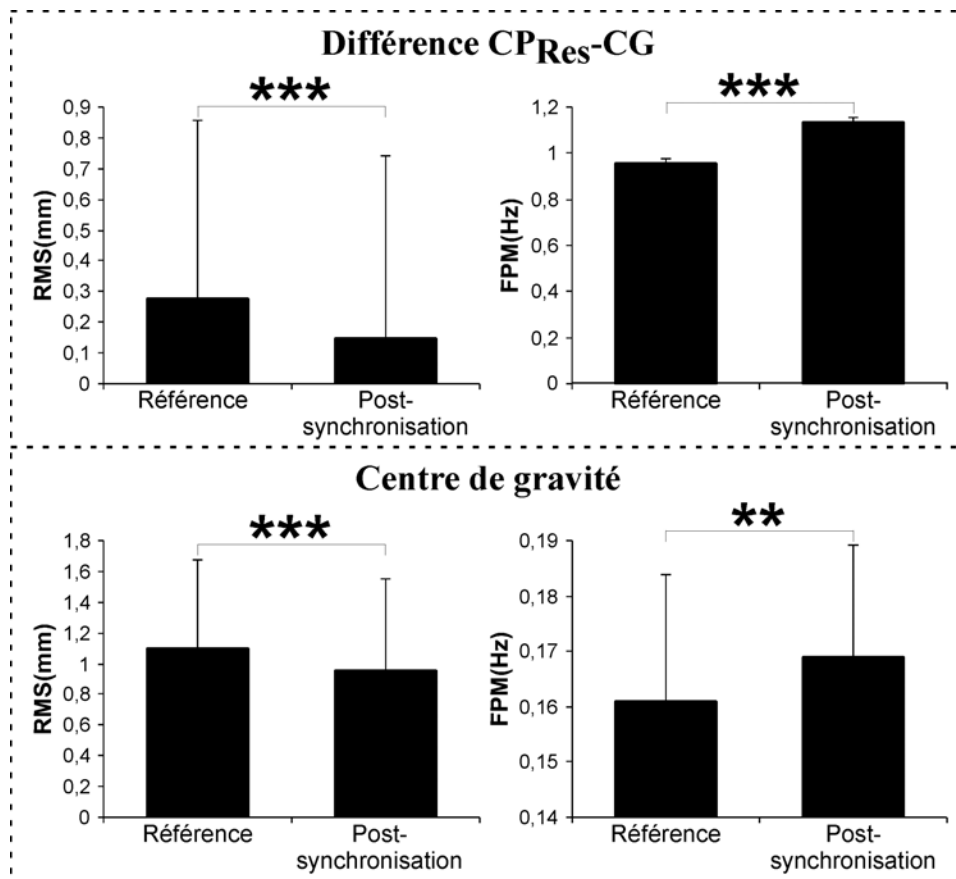


Figure 63 : Partie haute : effets de la synchronisation des trajectoires des CP plantaires sur l'amplitude et la fréquence des trajectoires du CP_{Res}-CG. Partie basse : effets de la synchronisation des trajectoires des CP plantaires sur l'amplitude et la fréquence des trajectoires du CG. Les paramètres sont calculés selon l'axe AP** = $p < 0,01$, *** = $p < 0,001$.

V. Discussion

L'analyse des stratégies de contrôle des trajectoires des CP plantaires permet de comprendre plus finement les mécanismes mis en œuvre dans la régulation de la stabilité posturale. Cette étude a permis de mettre en avant deux éléments: -i) à la suite d'une perturbation unilatérale de la posture, les sujets sains ou les patients peuvent moduler leurs stratégies de contrôle des trajectoires des CP plantaires. Les trajectoires des CP sous chacun des appuis sont moins en phase et peuvent être désynchronisées. -ii) une stratégie selon un mode désynchronisé des trajectoires des CP plantaires semble induire une diminution de la raideur neuromusculaire associée à une augmentation des oscillations posturales.

V.1. Déficience unilatérale et modulation des stratégies de contrôle des CP plantaires

Chez le sujet sain, la stabilité antéropostérieure est régulée par des trajectoires des CP droit et gauche, synchronisées et en phase. Cette stratégie de contrôle de l'équilibre ne semble pas être figée. Une modulation des caractéristiques du système postural peut être associée à une modification du lien spatio-temporel existant entre les trajectoires des CP droit et gauche.

Le premier élément pouvant induire une modulation des stratégies de contrôle des trajectoires des CP plantaire est l'asymétrie de répartition de poids sur les appuis. Une augmentation de cette dernière est associée, chez le sujet sain, à une diminution de la corrélation entre les trajectoires des CP droit et gauche. La corrélation entre les CP droit et gauche est de l'ordre de 0,79 chez les sujets sains chargeant en moyenne 56% de leur poids corporel sur un appui contre 0,63 chez les sujets sains chargeant en moyenne 65% de leur poids corporel sur un appui. Différents éléments explicatifs peuvent être mis en avant. Tout d'abord, d'un point de vue biomécanique, l'asymétrie de répartition de poids corporel induit une asymétrie des caractéristiques spatiales des trajectoires des CP droit et gauche (Genthon et Rougier 2005). Dans ce cadre, la diminution de la relation spatiale entre les trajectoires des CP droit et gauche pourrait être une simple conséquence de ces asymétries. En parallèle, d'un point de vue sensoriel, l'asymétrie de répartition de poids induit une asymétrie des stimulations sensorielles appliquées sur les récepteurs sensibles à la charge (OTG, récepteurs cutanés plantaires, fuseaux neuromusculaires, récepteurs articulaires). Si l'on suppose que la mise en phase des trajectoires des CP observée chez le sujet sain se construit sur la base d'une représentation symétrique du schéma corporel, l'asymétrie d'afférences issues des membres inférieurs pourrait expliquer cette modulation biomécanique.

De plus, les stratégies de contrôle des trajectoires des CP droit et gauche semblent être influencées par la présence d'une pathologie unilatérale. La relation spatiale entre les trajectoires des CP droit et gauche est fortement dégradée chez les patients victimes d'un AVC en comparaison aux sujets sains « asymétriques ». Ce résultat n'a pas pu être observé chez les patients victimes d'une entorse. Chez ces derniers, la modulation des stratégies de contrôle des CP droit et gauche serait principalement issue de l'asymétrie de répartition de poids corporel sur les appuis, suggérant une indépendance entre les caractéristiques sensorielle et mécanique de la cheville et la mise en place de cette stratégie. En comparaison, les patients hémiplésiques se caractérisent par des déficiences sensori-motrices beaucoup plus marquées. Leurs déficiences concernent en général une majeure partie de l'hémicorps parétique et peut être associée à une héminégligence. Dans ce cadre, des troubles de la construction du schéma corporel sont généralement reportés chez ces patients (Rode et al. 1997 ; Coslett, 1998). L'asymétrie de construction du schéma corporel pourrait expliquer la mise en place de ce type de stratégie.

Si l'on s'intéresse à la relation temporelle entre les trajectoires des CP droit et gauche, aucune différence n'a pu être relevée entre les différentes populations étudiées. Par contre, alors que le comportement des sujets sains évalués dans une posture asymétrique est relativement homogène, une augmentation de l'hétérogénéité comportementale a été relevée dans la mesure où une pathologie est associée. 86% des sujets sains évalués avec une asymétrie de répartition de poids ne présentent pas de décalage temporel significatif entre les trajectoires des CP droit et gauche (inférieur à 100ms), alors que 83% des patients victimes d'une entorse et seulement 55% des patients victimes d'un AVC présentent cette caractéristique. La mise en place d'une stratégie désynchronisée des trajectoires des CP plantaires peut être observée chez les sujets sains évalués avec une asymétrie, ou dans le cas d'une entorse, mais reste tout de même spécifique de l'équilibre postural de patients centralement lésés. Il est intéressant de noter que les patients victimes d'un AVC, présentant une désynchronisation des CP plantaires supérieure à l'intervalle de confiance défini chez les sujets sains asymétriques ($[moy-2 \times EC ; moy+2 \times EC]$, $p < 5\%$), se caractérisent tous par une anesthésie tactile plantaire unilatérale et une héminégligence corporelle et/ou spatiale, sans pour autant présenter d'importantes pertes de force musculaire. Ces éléments nous renforcent dans l'idée d'une forte influence de la symétrie des processus sensoriels dans la construction d'une stratégie en phase et synchronisée des CP plantaires.

V.2. Conséquences biomécaniques d'une modulation des stratégies de contrôle des trajectoires des CP plantaires

Afin de maintenir leur équilibre antéropostérieur, certains sujets sains asymétriques, patients victimes d'une entorse ou d'un AVC utilisent une stratégie désynchronisée des trajectoires des CP droit et gauche. Cette stratégie particulière se caractérise par un décalage temporel entre les trajectoires des CP droit et gauche. Ainsi, les actions posturales mises en jeu par les deux appuis sont dans ce cas temporellement décalées. Elles peuvent alors se contrecarrer voire dans des cas extrêmes s'opposer. Dans cette logique, les effets des déplacements des CP plantaires sur les trajectoires du CP_{Res} pourraient s'opposer, au moins partiellement. Dans ce cadre, l'hypothèse d'un effet positif de cette stratégie posturale sur les oscillations posturales peut être faite. Par contre, du fait de son caractère asynergique, les moyens mis en œuvre devraient être accrus.

Nos résultats tombent en contradiction totale avec cette hypothèse. En effet, la synchronisation des trajectoires des CP droit et gauche induit une diminution de l'amplitude des trajectoires du CG et une augmentation de la fréquence des trajectoires du CP_{Res}-CG. Lorsque les trajectoires des CP droit et gauche sont synchronisées, l'équilibre est meilleur et la raideur neuromusculaire est accrue. Ainsi, une stratégie désynchronisée des appuis plantaires semble perturber les oscillations posturales mais permettrait de limiter la raideur neuromusculaire. La mise en place d'une stratégie désynchronisée des CP plantaires porte donc deux versants opposés. Le premier, « plutôt négatif », limite la précision de système postural, induisant une augmentation des mouvements du CG. Le second, « plutôt positif », limiterait l'activité neuro-musculaire pour stabiliser l'équilibre debout.

V.3. Désynchronisation et rééducation

Du fait de l'influence de la synchronisation des trajectoires des CP droit et gauche sur le contrôle postural, sa prise en compte dans l'évaluation et la rééducation de patients présentant des troubles de l'équilibre d'origine unilatérale semble être pertinente. Elle se doit, dans un premier temps, d'être mesurée par un système composé de deux plates-formes de force. Dans la mesure où un décalage est détecté, sa prise en compte dans la rééducation devra être réfléchie. Effectivement, si les patients debout se caractérisent par de très fortes oscillations du CG, il pourra être opportun de chercher à réduire la désynchronisation. La réduction de la désynchronisation devrait induire une diminution de l'amplitude des mouvements du CG. A l'inverse, si l'équilibre debout des patients se caractérise par une très forte raideur neuromusculaire associée à des mouvements du CG peu amples, la réduction de la désynchronisation des CP droit et gauche ne sera pas forcément pertinente.

Des exercices de rééducation de l'équilibre visant à resynchroniser les trajectoires des CP droit et gauche pourraient être mis en œuvre et évalués. Ces exercices pourraient par exemple se baser simplement sur un feed-back visuel des trajectoires des CP droit et gauche avec une consigne principale de type : « les tracés droit et gauche doivent être parfaitement symétriques ». Cet exercice est intéressant car simple à mettre en œuvre, mais présuppose qu'une amélioration de la symétrie des trajectoires des CP droit et gauche induira une amélioration de la synchronisation temporelle. La mise en place d'exercices donnant une rétroaction visuelle ou auditive de la valeur de la désynchronisation entre les trajectoires des CP droit et gauche paraît plus difficile à mettre en œuvre. Tout d'abord le calcul des fonctions d'inter-corrélation se base sur l'ensemble des séries temporelles et est effectué a posteriori. L'application et la validité de ce calcul sur des séries de temps variables doivent impérativement être évaluées. De plus, nous doutons sur l'aptitude des sujets à utiliser ce type d'information. Etant donné qu'un décalage temporel entre CP droit et gauche peut résulter d'une modulation complexe et fine des patrons musculaires, il nous semble peu probable que des sujets présentant cette caractéristique soient consciemment aptes à détecter ce décalage et surtout à en trouver la cause.

VI. Conclusion

Selon l'axe antéropostérieur, il existe une certaine adaptabilité des stratégies de contrôle des trajectoires des CP droit et gauche. Alors que les mouvements sont en phase et synchronisés chez le sujet sain, une asymétrie de la répartition de poids corporel sur les appuis et/ou une déficience unilatérale peuvent induire une modulation de ces caractéristiques. Les trajectoires droite et gauche se font moins en phase et peuvent être désynchronisées. Ces caractéristiques sont en partie liées à l'asymétrie de répartition de poids corporel sur les appuis et en partie à la déficience initiale. La désynchronisation des trajectoires des CP droit et gauche semble induire une augmentation des oscillations posturales associée à une diminution de la raideur neuromusculaire. Cette stratégie particulière porterait donc un caractère ambigu. En fonction des déficiences posturales des patients, il ne sera pas forcément opportun de chercher à rééduquer cette caractéristique.

Rôle de chacun des appuis dans le maintien de l'équilibre debout

L'équilibre debout est contrôlé par deux types de stratégies indépendantes. Selon l'axe ML, l'équilibre est principalement contrôlé par l'articulation de la hanche. Cette stratégie de charge/décharge se caractérise par une indépendance entre les trajectoires des CP droit et gauche et le CP_{Res}. Selon cet axe, il existe une très forte corrélation entre la mise en charge des appuis et les trajectoires du CP résultant (Figure 64). A l'inverse, l'équilibre AP est principalement contrôlé par l'articulation de la cheville. Les oscillations posturales se caractérisent par des trajectoires en phase des CP droit et gauche conditionnant les trajectoires du CP_{Res} (Figure 64).

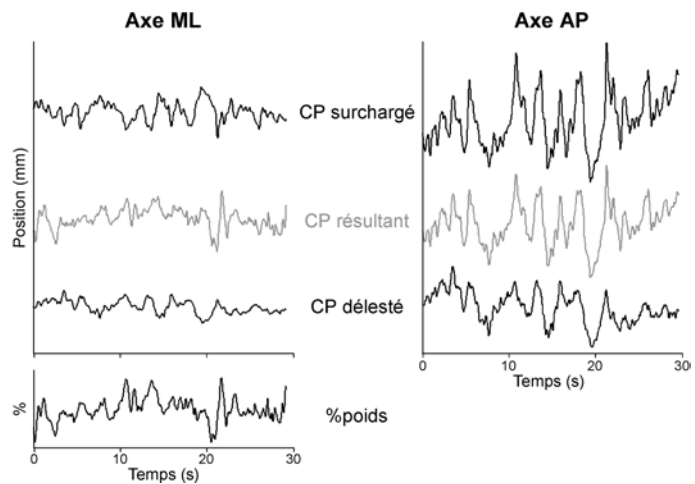


Figure 64 : Exemple de trajectoires de CP_{Res} et de CP mesurées sous les appuis surchargé et délesté d'un sujet sain. Les trajectoires sont décomposées selon les axes ML et AP et représentées en fonction du temps. Le pourcentage de mise en charge de l'appui surchargé est représenté sur la partie basse.

Dans le cas d'une contrainte et/ou d'une déficience unilatérale, le comportement postural est fortement perturbé. Ces perturbations peuvent porter aussi bien sur les caractéristiques des trajectoires enregistrées sous les appuis, des interrelations pouvant exister entre elles, que sur les trajectoires résultantes. Elles se manifestent aussi bien sur les composantes statiques (l'orientation) que sur les composantes dynamiques (la stabilisation) du maintien de la station debout. Un travail antérieur a mis en avant chez le sujet sain une forte interrelation entre l'orientation et la stabilisation de la posture (Genthon et Rougier, 2005).

Face à ce contexte, cette analyse répond à deux objectifs : -i) analyser les possibles relations entre orientation et stabilisation de la posture chez des patients présentant une déficience unilatérale. Les patients caractérisés par une forte asymétrie de répartition de poids corporel sur les appuis sont-ils aussi caractérisés par de fortes oscillations posturales ? -ii) analyser les stratégies de contrôle des trajectoires du CP_{Res}. Du fait des modifications observées au niveau plantaire, de possibles modulations des stratégies de contrôle de l'équilibre résultant devraient pouvoir être observées chez des patients présentant une déficience unilatérale. Ces modulations pourraient, tout comme l'asymétrie de répartition de poids, avoir pour objectif d'augmenter l'influence de l'appui « sain » dans le contrôle de l'équilibre.

I. Patients et sujets

Les sujets inclus ont été décrits en détail dans le Chapitre 2 (Pages 57, 58, 73 et 74), leurs caractéristiques ont été résumées plus succinctement dans ce chapitre (Pages 103 et 104). Les données présentées portent sur 44 sujets sains évalués yeux ouverts (YO) ou yeux fermés (YF) avec une asymétrie de répartition de poids sur les appuis, 27 patients victimes d'un AVC et 23 patients victimes d'une entorse de la cheville.

II. Protocole expérimental

Les sujets sains et patients ont tous subi une évaluation de l'équilibre debout dans des conditions expérimentales proches. Ils ont été évalués sur un système composé de deux plates-formes de force (PFO2®, Equi+) dans une position similaire : talons écartés de 9cm, pieds formant un angle de 30°, bras relâchés (Figure 14, Page 36). Par contre, en fonction des capacités propres des patients, la durée des repos ainsi que la présence ou non d'informations visuelles ont été modulées (Tableau 15, Page 104).

III. Traitement des données

Les possibles relations entre la mise en charge des appuis et les paramètres caractéristiques de l'orientation (positions moyennes du CG) et de la stabilisation posturale (RMS et FPM du CP_{Res}-CG et du CG) ont été étudiées sur la base des corrélations.

L'analyse de l'intervention de chacun des appuis dans le contrôle de l'équilibre résultant s'est basée sur le calcul des corrélations entre les trajectoires enregistrées sous les appuis (CP droit, gauche et répartition de poids) et les trajectoires du CP_{Res}. Les transformées z des valeurs de corrélations entre trajectoires plantaires et résultantes ont été comparées à l'aide d'une ANOVA de Kruskal-Wallis basée sur les rangs. Un seul facteur a été pris en compte : le facteur groupe (sujets sains asymétriques yeux ouverts ou yeux fermés, entorse, AVC). Un test non paramétrique, le test de U Mann-Whitney, a été utilisé en analyse post-hoc. Le premier seuil de signification a été fixé pour l'ensemble des tests à $p < 0,05$.

IV. Résultats

IV.1. Relations entre la mise en charge des appuis et positions du CG

Un effet spécifique à l'axe ML a été reporté. Selon cet axe, il existe une excellente corrélation entre la position latérale moyenne du CG et la répartition de poids corporel ($r = 0,97$, $p < 0,001$, **Figure 65**). Cette forte corrélation a été reportée chez l'ensemble des sujets et patients étudiés. Selon l'axe AP, le lien entre la répartition de poids sur les appuis et la position moyenne du CG est plus faible ($r = 0,34$, $p < 0,01$).

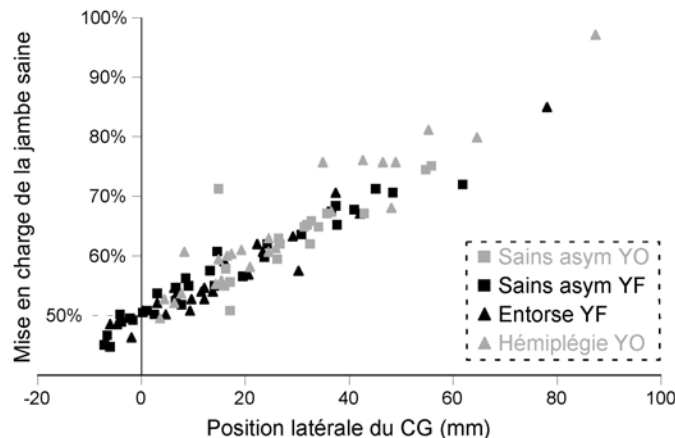


Figure 65 : Pourcentage de poids appuyé sur la jambe saine en fonction de la position latérale du CG (+ = transfert vers l'appui sain) des sujets sains asymétriques évalués yeux ouverts ou yeux fermés, des patients victimes d'une entorse ou d'une hémiplégié.

IV.2. Relation entre la mise en charge des appuis et la stabilisation posturale

Il existe un certain lien entre l'asymétrie de répartition de poids sur les appuis et les paramètres caractéristiques des trajectoires du CG et du CP_{Res} -CG. Ce lien est spécifique à l'axe (**Tableau 16**). Selon l'axe ML, les patients et sujets caractérisés par une forte asymétrie de la répartition de poids corporel présentent des trajectoires plus amples du CG et de la différence CP_{Res} -CG, avec une fréquence augmentée pour le CP_{Res} -CG. Selon l'axe AP, il existe un lien unique entre l'asymétrie de répartition de poids et la fréquence moyenne des trajectoires du CP_{Res} -CG.

		Axe ML	Axe AP
CG	RMS	0,46 (0,000)	0,15 (0,17)
	FPM	-0,04 (0,68)	0,00 (0,98)
CP_{Res} -CG	RMS	0,24 (0,02)	0,18 (0,09)
	FPM	0,45 (0,000)	0,45 (0,000)

Tableau 16 : Coefficients de corrélation entre le pourcentage de mise en charge de la jambe saine et les paramètres caractéristiques des trajectoires du CG et de la différence CP_{Res} -CG. Les corrélations significatives sont notées en gras.

IV.3. Relations entre trajectoires élémentaires et mouvements résultant

Analyse selon l'axe ML : Pour l'ensemble des populations étudiées, il existe une très forte corrélation entre la variation de répartition de poids sur les appuis et les trajectoires du CP_{Res}. Cette corrélation, toujours supérieure à 0,80, n'est pas différente entre les populations étudiées ($H(3,98)=7,60$, $p=0,06$, **Figure 66**).

L'ANOVA a révélé un effet de groupe sur les corrélations entre les trajectoires du CP mesurées sous l'appui sain (ou surchargé) et les trajectoires du CP_{Res} ($H(3,98)=10,82$, $p<0,01$, **Figure 66**). La corrélation entre les trajectoires du CP de l'appui sain et du CP_{Res} est augmentée chez les sujets sains asymétriques évalués yeux ouverts (% poids = 65%) par rapport aux sujets sains asymétriques évalués yeux fermés (% poids = 56%), par rapport aux patients victimes de l'entorse et ainsi qu'aux patients victimes d'un AVC. Il faut tout de même noter que les valeurs de corrélation moyenne sont faibles ($r < 0,2$) pour l'ensemble des populations étudiées. Concernant la relation entre les trajectoires du CP sous l'appui lésé et du CP_{Res}, aucun effet de groupe n'a été relevé ($H(3,98)=6,38$, $p=0,09$, **Figure 66**), la corrélation moyenne étant toujours proche de 0.

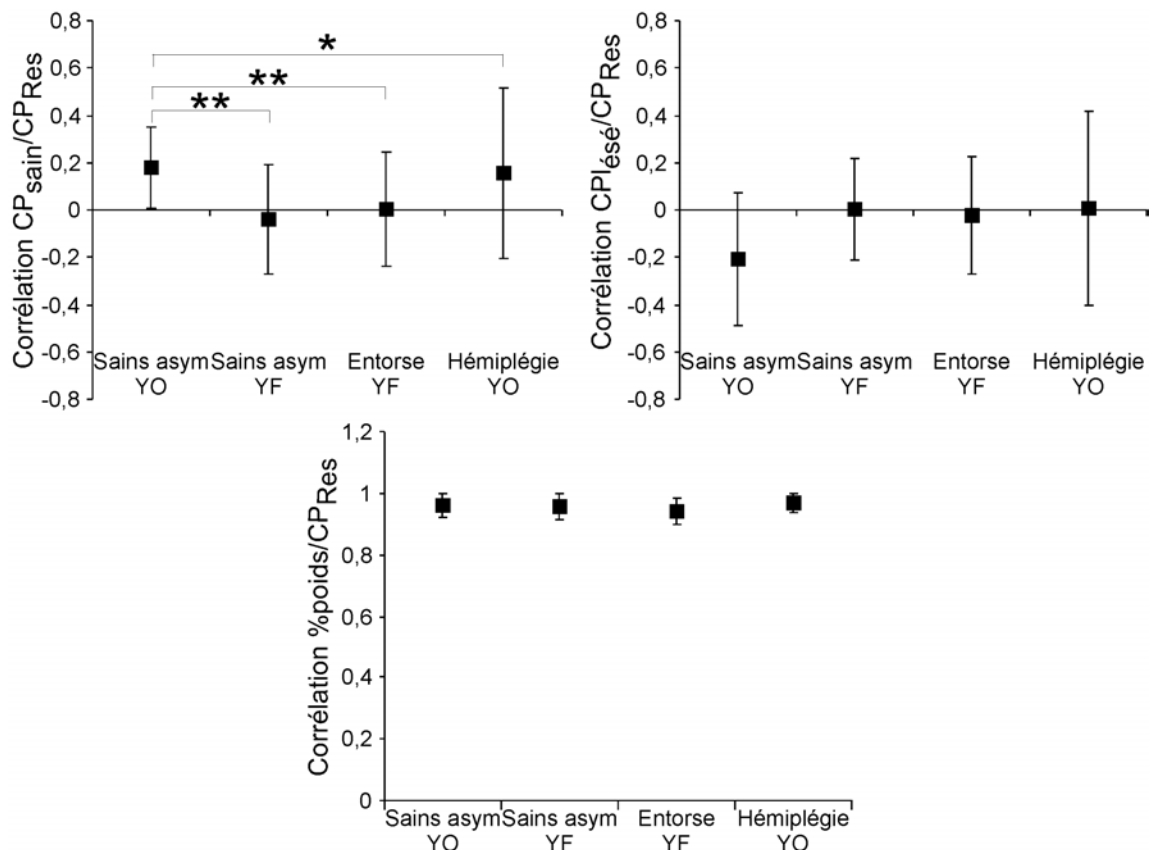


Figure 66 : Relations entre les trajectoires élémentaires et les trajectoires du CP_{Res} des sujets asymétriques évalués yeux ouverts (YO) ou yeux fermés (YF) et des patients victimes d'une entorse ou d'une hémiplegie selon l'axe ML. Partie haute : Coefficients de corrélation entre les trajectoires des CP des appuis lésé et sain et du CP_{Res}. Partie basse : Coefficients de corrélation entre la mise en charge de l'appui lésé et les trajectoires du CP_{Res}. * = $p<0,05$, ** = $p<0,01$.

Analyse selon l'axe AP : Pour l'ensemble des populations étudiées, il existe une très faible corrélation entre la variation de répartition de poids sur les appuis et les trajectoires du CP_{Res}. Les coefficients de corrélation moyens, tous proches de 0, ne sont pas différents entre les populations étudiées ($H(3,98)=4,14$, $p=0,25$, **Figure 67**).

Concernant les coefficients de corrélation entre les trajectoires du CP mesurées sous l'appui sain (appui surchargé) et le CP_{Res}, aucun effet de groupe n'a été relevé ($H(3,98)=5,31$, $p=0,15$, **Figure 67**), les coefficients de corrélation moyens sont compris entre 0,9 et 1. Par contre, un effet de groupe a été relevé sur la corrélation entre les trajectoires du CP mesuré sous l'appui lésé et le CP_{Res} ($H(3,98)=21,3104$, $p<0,001$). La corrélation est diminuée chez les sujets sains évalués avec 65% d'asymétrie de répartition de poids corporel sur les appuis, par rapport aux sujets sains évalués à 56% d'asymétrie ($U=87$, $p<0,01$). Elle est diminuée chez les patients victimes de l'entorse par rapport aux sujets sains évalués dans la même condition d'asymétrie ($U=128$, $p<0,05$). Elle est diminuée chez les patients hémiplegiques par rapport aux sujets sains ($U=145$, $p<0,001$) et patients victimes de l'entorse ($U=187$, $p<0,01$, **Figure 67**).

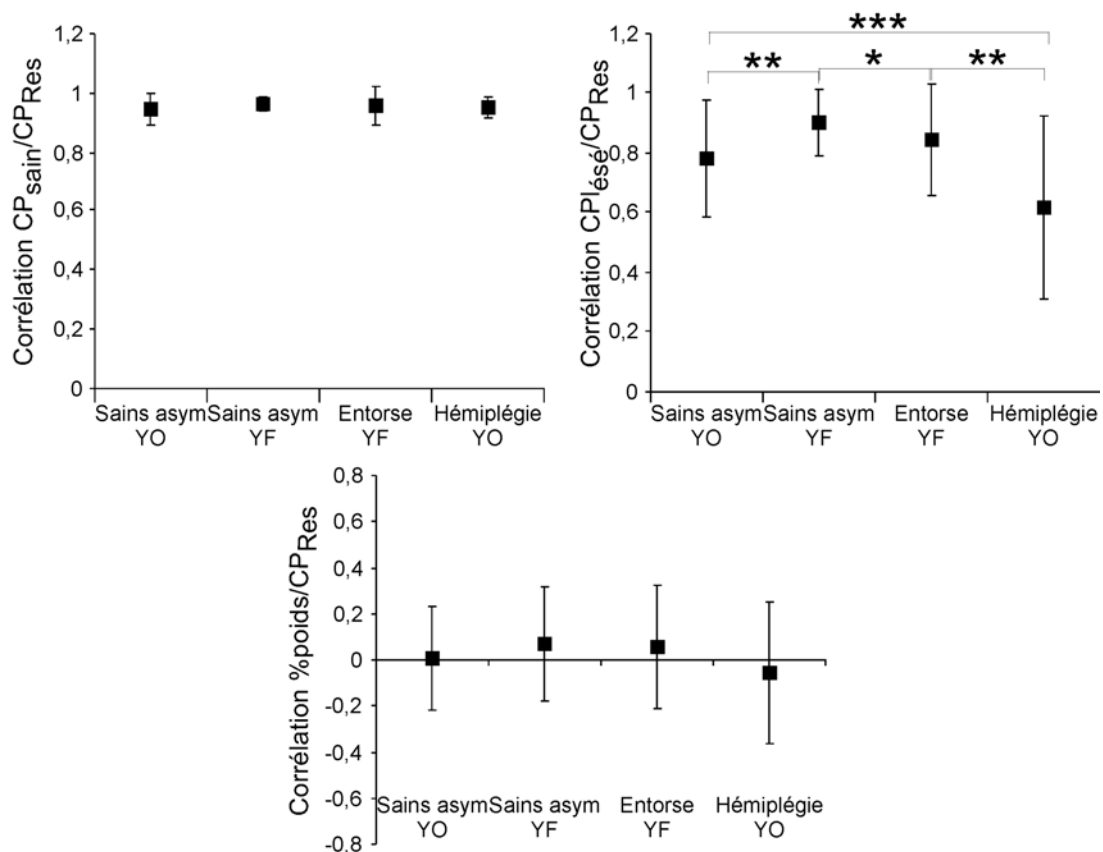


Figure 67 : Relation entre les trajectoires élémentaires et les trajectoires du CP_{Res} des sujets asymétriques évalués yeux ouverts (YO) ou yeux fermés (YF) et des patients victimes d'une entorse ou d'une hémiplegie selon l'axe AP. Partie haute : Coefficients de corrélation entre les trajectoires des CP des appuis lésé et sain et du CP_{Res}. Partie basse : Coefficients de corrélation entre la mise en charge de l'appui lésé et les trajectoires du CP_{Res}. * = $p<0,05$, * = $p<0,001$.**

V. Discussion

Cette analyse a permis de mettre en avant deux éléments principaux utiles à la compréhension du maintien de la posture érigée : -i) il existe un lien entre les deux composantes fondamentales de la posture : l'orientation et la stabilisation. -ii) les stratégies de contrôle des trajectoires du CP_{Res} utilisées par les sujets sains présentent une certaine robustesse. Ces stratégies ne sont que très peu modulées par la présence d'une déficience corporelle unilatérale. Globalement, l'équilibre AP est principalement contrôlé par les trajectoires des CP plantaires alors que l'équilibre ML l'est par la mise en charge des deux appuis.

V.1. Effet d'une perturbation de l'orientation latérale sur le contrôle postural

Dans une étude antérieure, nous avons pu montrer l'influence d'une asymétrie de la répartition de poids sur le contrôle de l'équilibre de sujets sains (Genthon et Rougier, 2005). Dans le même sens, les résultats, obtenus chez des patients présentant une déficience unilatérale, montrent une forte interaction entre orientation et stabilisation de l'équilibre debout. Chez le sujet sain, une perturbation de l'orientation latérale va induire une augmentation des oscillations posturales. Chez les patients, les troubles de l'orientation et de la stabilisation posturale covarient. Ce résultat est valable pour l'ensemble des échantillons y compris si l'on s'intéresse spécifiquement à chacune des trois populations étudiées.

Par contre, les résultats observés chez les patients ne nous permettent pas de mettre en avant une relation de causalité entre les modifications de l'orientation et de la stabilisation posturale. Ces deux caractéristiques peuvent être tout simplement distinctes et toutes deux issues de la déficience unilatérale. Il pourrait être conclu que le transfert du CG proche des limites de stabilité soit un facteur d'instabilité. Cette explication nous semble peu probable. Un transfert du CG proche des limites de stabilité induit indiscutablement une augmentation du risque de chute et une restriction de la zone de « manœuvre » du CP pour contrôler l'équilibre debout. Si ce lien était avéré, les oscillations devraient être réduites afin de ne pas franchir la limite de stabilité. Le lien entre la modification de l'orientation et la stabilisation posturale est très certainement dépendant de la capacité de l'appui « sain » à gérer la nouvelle contrainte issue de la surcharge.

V.2. L'évaluation d'un trouble de l'orientation latérale

Sur la base de données cinétiques, deux méthodes sont utilisées afin de quantifier une possible perturbation de l'orientation posturale latérale des patients : la première consiste à mesurer la déviation latérale du CP_{Res} (ou du CG, leurs positions moyennes sont confondues) (Rode et al. 1997; Geurts et al. 2001), la seconde consiste à mesurer la répartition de poids sur les deux appuis (Dickstein et al. 1984; Isakov & Mizrahi, 1997; Mizrahi et al. 1989; Shumway-Cook et al. 1988). Dans la pratique clinique, ces deux méthodologies sont toutes deux utilisées indépendamment ou simultanément. Nos résultats ont montré une très forte relation linéaire entre l'asymétrie de répartition de poids sur les appuis et la position latérale moyenne du CG, et ce indépendamment de la pathologie (Genthon et al. 2006). Ces deux paramètres sont donc le reflet d'un même phénomène, pouvant être nommé orientation posturale latérale. Ce résultat peut être directement expliqué par la contribution cruciale de l'articulation de la hanche dans la stabilité latérale (Winter, 1995, Winter et al. 1996).

Dans le cadre de recherches scientifiques ou dans la pratique clinique, chercheurs ou cliniciens peuvent utiliser indifféremment la déviation latérale du CP_{Res} ou la répartition de poids, afin de caractériser une perturbation de l'orientation posturale latérale. Cette redondance de paramètres limite tout de même la lecture et les comparaisons possibles entre diverses études menées par différentes équipes. Afin de faciliter les échanges de connaissance, il est important d'utiliser le même paramètre dans la caractérisation d'un même phénomène. Afin de décrire une perturbation de l'orientation latérale, nous pensons que la répartition de poids corporel sur les appuis (exprimée en %) est un paramètre beaucoup plus lisible que la déviation latérale du CG. Par contre, son calcul requiert l'utilisation d'un système composé de deux plates-formes de force.

V.3. Les stratégies mises en œuvre dans le contrôle de l'équilibre

Chez des patients présentant une déficience unilatérale, les résultats ont montré une très forte robustesse des stratégies de contrôle de l'équilibre debout non perturbé. Même si certaines particularités ont pu être relevées, l'équilibre postural de ces patients semble être contrôlé par deux stratégies indépendantes. Tout comme pour les sujets sains, la stabilité latérale est contrôlée par la répartition de poids sur les appuis alors que la stabilité AP est contrôlée par les trajectoires des CP mesurées sous les deux appuis. Chez les sujets sains tout comme pour les patients hémiplegiques ou victimes d'une entorse, la stabilité ML est contrôlée par un mécanisme de charge/décharge alors que l'équilibration AP est gérée par la localisation des pressions sous les deux pieds. Un lien direct peut être fait entre le mécanisme

de charge/décharge et la stratégie de hanche, révélant une robustesse de cette dernière selon l'axe ML. Par contre, il faut rester prudent sur les interprétations portant sur l'utilisation d'une stratégie de cheville selon l'axe AP.

Certaines particularités ont tout de même pu être relevées. Ces nuances observées chez les sujets sains les plus asymétriques, les patients victimes d'une entorse ou d'un AVC, se caractérisent par une augmentation de l'influence des trajectoires du CP sous l'appui sain dans le CP_{Res} ou à l'inverse par une diminution de l'influence du CP sous l'appui lésé dans le CP_{Res}.

Selon l'axe ML, la corrélation entre les trajectoires du CP mesurées sous l'appui sain et celles du CP_{Res} est augmentée chez les sujets sains les plus asymétriques. Cet effet issu de l'asymétrie de répartition de poids corporel sur les appuis (Winter et al. 1996), reste tout de même minime, dans la mesure où la corrélation entre les trajectoires du CP sain et du CP_{Res} n'est pas significative.

Selon l'axe AP, une diminution de la corrélation entre les trajectoires du CP sous l'appui lésé et du CP_{Res} est observée chez les patients victimes d'un AVC et d'une entorse. Elle révèle une diminution de l'influence des trajectoires du CP sous l'appui lésé dans le contrôle de la stabilité AP. Cette caractéristique est spécifique aux patients victimes d'une entorse ou d'un AVC et n'a pu être observée chez les sujets sains évalués dans la même condition de répartition de poids corporel sur les appuis. Ainsi, cette caractéristique n'est pas issue de l'asymétrie de répartition de poids corporel mais de la déficience unilatérale. Du fait des caractéristiques de la déficience, l'influence des trajectoires du CP de l'appui lésé sur le CP_{Res} est diminuée. Ce résultat pourrait être expliqué par la diminution de l'amplitude AP des trajectoires du CP sous l'appui lésé des patients victimes d'une entorse ou d'une hémiplégie.

VI. Conclusion

Les stratégies de contrôle des trajectoires du CP_{Res} présentent une certaine robustesse. Dans le cas de perturbations unilatérales de la posture telles qu'une entorse de la cheville ou un AVC, elles ne sont que très peu modulées. Selon l'axe ML, la posture debout est contrôlée par une stratégie de charge/décharge, alors que selon l'axe AP, elle l'est par les trajectoires des CP plantaires. Les nuances observées chez les patients ont pour objectif l'augmentation de l'influence de l'appui sain et/ou la diminution de l'influence de l'appui lésé dans la stabilisation posturale.

Chapitre 5 : Discussion générale

Ce travail de thèse a permis de comprendre plus finement l'influence de différentes perturbations unilatérales sur le contrôle postural. Trois cas cliniques ont été présentés :

- ✓ Patients victimes d'un accident vasculaire cérébral.
- ✓ Patients victimes d'une entorse latérale de la cheville.
- ✓ L'effet du port unilatéral d'une orthèse de cheville après entorse.

Au travers de ces analyses, l'impact sur le contrôle postural de deux déficiences unilatérales d'origines différentes a été étudié. La première, d'origine centrale, peut induire des troubles unilatéraux tant dans l'intégration du message sensoriel que dans l'élaboration de la commande motrice. La seconde, d'origine périphérique, induit des troubles localisés à l'articulation de la cheville. Ces troubles sont d'origines sensorielle, mécanique et motrice. En parallèle, l'effet du port unilatéral d'orthèse de la cheville a permis d'étudier l'influence spécifique d'un maintien mécanique et d'une stimulation proprioceptive unilatérale de la cheville sur le contrôle postural.

Les études présentées sont basées sur une évaluation cinétique du contrôle postural. Pour cela, les patients ont tous été évalués debout sur un système composé de deux plates-formes de force. Ce système permet entre autres l'acquisition indépendante des trajectoires des CP sous les pieds droit et gauche. Par ces mesures, il a été possible de dissocier l'intervention de chacun des appuis dans le contrôle de l'équilibre.

Ces analyses ont permis de comprendre plus finement les causes de perturbations posturales observées chez ces patients. Elles ont mis en avant l'influence de chacun des appuis dans l'augmentation des oscillations posturales classiquement reportées chez les patients victimes d'un AVC ou d'une entorse.

Par suite, l'influence de ces modifications unilatérales sur les stratégies de contrôle des appuis dans le maintien de la station debout a été étudiée. Même si l'influence de chacun des appuis sur le contrôle de l'équilibre semble être similairement organisé pour les différentes populations étudiées, certaines modulations spécifiques aux patients ont été observées. Ces modifications portent sur le lien spatio-temporel existant entre les deux appuis et sur l'influence de chacun des appuis dans le contrôle postural résultant.

I. Déficience unilatérale et adaptation de la fonction posturale

Après déficience unilatérale, de fortes modulations de l'équilibre debout non perturbé ont été observées. Ces modulations portent sur les deux composantes de l'équilibre debout : l'orientation et l'équilibration. Alors que les patients évalués présentent des déficiences unilatérales d'origines différentes, les modifications de leur comportement postural étaient relativement similaires. Certaines spécificités liées à la pathologie ont tout de même pu être relevées.

I.1. Déficience unilatérale et modulation de l'orientation posturale

Dans le cas d'une perturbation unilatérale de la posture, la première modification de l'orientation posturale observée chez les patients hémiparétiques, tout comme chez les patients victimes d'une entorse du ligament collatéral de la cheville, est une asymétrie de la répartition de poids corporel sur les appuis au détriment de l'appui lésé. Chez l'hémiparétique, cette caractéristique avait été fréquemment reportée (Shumway-Cook et al. 1988; Dickstein et al. 1984; Mizrahi et al. 1989; Haart et al. 2000). L'asymétrie de répartition de poids sur les appuis peut être considérée comme une des caractéristiques fortes du comportement postural de patients présentant une déficience unilatérale. Du fait de l'inaptitude d'un appui à contrôler l'équilibre debout, les patients vont chercher à le délester afin de diminuer les contraintes appliquées sur celui-ci. Cette stratégie a un second effet qui sera discuté ultérieurement, permettant de diminuer l'influence de l'appui lésé dans le contrôle de la station debout.

Nos analyses ont suggéré le rôle prépondérant de l'intégration des informations sensorielles et de la construction du schéma corporel dans la définition de l'orientation posturale latérale. Chez les patients hémiparétiques, cette asymétrie est principalement liée à la négligence comportementale, alors que chez les patients victimes d'une entorse, elle est principalement liée à la présence de douleur. Ainsi, l'asymétrie de répartition de poids sur les appuis adoptée par les patients inclus pourrait être liée à une asymétrie de la construction du schéma corporel. Chez l'hémiparétique, le transfert de la référence posturale centrale vers la lésion cérébrale a été reporté (Rode et al. 1997). Dans le cas d'une entorse, la présence de douleur peut perturber l'entrée somesthésique et par suite biaiser la construction du schéma corporel. Nous pensons qu'un trouble d'orientation latérale est une manifestation directe d'une modulation unilatérale du schéma corporel.

Il est intéressant de noter que les troubles de l'orientation posturale des patients après déficience corporelle unilatérale ne se limitent pas à l'axe latéral. Des modulations de l'orientation AP ont été relevées chez les patients victimes d'une hémiplégie ou d'une entorse. La modulation d'orientation AP est spécifique à la pathologie. Les patients victimes d'une hémiplégie se caractérisent par une asymétrie des pressions AP sous les deux pieds, alors que les patients victimes d'une entorse se caractérisent par un recul symétrique des pressions sous les deux pieds. Ces deux résultats n'ont pu être expliqués par les caractéristiques cliniques des patients. La torsion observée chez les patients hémiplegiques s'expliquerait par l'asymétrie de répartition de poids corporel sur les appuis. L'adoption d'une répartition asymétrique de poids corporel sur les appuis semble être mise en place par le délestage d'un talon lié à une augmentation progressive de la mise en charge du talon controlatéral. Cette caractéristique n'aurait pas été observée chez les patients victimes d'une entorse du fait de la plus faible asymétrie de répartition de poids corporel sur les appuis.

I.2. Déficience unilatérale et modulation de la stabilisation posturale

Les modulations de la posture après déficience unilatérale ne se limitent en aucun cas à une modulation de la position adoptée par les patients. Les troubles de la stabilisation posturale après déficience unilatérale ont généralement été caractérisés par l'analyse des trajectoires du CP_{Res} . Dans le cas d'une hémiplégie (Dettmann et al. 1987; Rode et al. 1997; Shumway-Cook et al. 1988 ; Dickstein et al. 1984), d'une entorse (Tropp et al. 1984 ; Cornwall et Murrell, 1991 ; Isakov et Mizrahi, 1997) ou par exemple d'une amputation (Ferne et Holliday, 1978 ; Gautier-Gagnon et al. 1986; Geurts et al. 1992), les auteurs ont classiquement reporté une augmentation de la surface d'oscillation du CP_{Res} . Nos travaux ont permis de comprendre plus finement les causes de cette dispersion et par suite d'analyser les conséquences de ces perturbations sur les mouvements du CG.

1.2.a. Modulations de l'intervention de chacun des appuis dans le maintien de l'équilibre

Les trajectoires des CP, enregistrées sous les deux pieds des patients victimes d'un AVC ou d'une entorse, présentent des caractéristiques similaires qui ne peuvent en aucun cas être totalement expliquées par l'asymétrie de répartition de poids corporel sur les appuis. Deux caractéristiques ont été observées chez ces patients : une asymétrie de la forme et de l'amplitude des trajectoires des CP plantaires.

Sous le pied lésé des patients hémiplegiques, tout comme chez les patients victimes d'une entorse, la forme des trajectoires du CP est perturbée, en étant moins orientée longitudinalement que sous l'appui sain. Ces modifications ont été interprétées comme étant le reflet d'une altération dans la sélection de la commande motrice. On suppose que l'organisation longitudinale de ces trajectoires est le reflet de la stratégie de cheville utilisée pour maintenir l'équilibre AP (Okada and Fujiwara, 1983 ; Winter, 1995 ; Gatev et al. 1999 ; Aramaki et al. 2001 ; Kim et al. 2003). Ces perturbations pourraient être le reflet d'une altération des recrutements musculaires enregistrées autour de l'articulation de la cheville. Elles peuvent être liées à une diminution des variations de force musculaire enregistrée dans l'axe de flexion/extension, et/ou à une augmentation des variations de force musculaire enregistrée dans l'axe d'inversion/éversion de la cheville. Cette hypothèse doit bien entendu être validée. Si c'est le cas, cette caractéristique pourrait être le reflet direct de l'incapacité de l'appui lésé à contrôler l'équilibre AP. Que la déficience unilatérale soit d'origine périphérique ou centrale, la même caractéristique peut être observée. Cette caractéristique est largement plus marquée pour les patients hémiplegiques par rapport aux victimes de l'entorse.

Sous le pied « sain » des patients hémiplegiques, tout comme chez les patients victimes d'une entorse une augmentation de l'amplitude des trajectoires du CP a été observée. L'augmentation de l'amplitude des trajectoires du CP sous l'appui sain peut être expliquée par une augmentation de l'amplitude des variations de force musculaire enregistrée selon l'axe de flexion/extension de la cheville. De plus, l'augmentation des oscillations du CP plantaire peut refléter une augmentation de l'amplitude des mouvements articulaires sous cet appui. En accord avec les travaux de Riley et al. (1997), une augmentation des déplacements du CP peut induire une stimulation accrue des récepteurs sensoriels (notamment somesthésiques) et par suite une augmentation des afférences sous cet appui. Cette stratégie particulière pourrait être la conséquence directe de la relative inaptitude de l'appui lésé à contrôler l'équilibre AP. Du fait des pertes sensorimotrices unilatérales, ce comportement permet de renforcer le rôle de l'appui « sain » tant dans le contrôle sensoriel que moteur de la station debout.

Il est intéressant de noter que le comportement observé chez les patients présentant une déficience unilatérale est opposé au comportement préalablement observé chez des sujets sains évalués avec asymétrie de la répartition de poids corporel sur les appuis (Genthon et Rougier, 2005). Alors que les trajectoires des CP plantaires étaient plus amples sous l'appui délesté des sujets sains ; chez des patients présentant une déficience unilatérale, elles sont plus amples sous l'appui sain, quasiment toujours surchargé. Un des effets majeurs de l'asymétrie de la répartition de poids corporel sur les appuis, est une diminution marquée des afférences en provenance des récepteurs de charge situés sous l'appui délesté (OTG, récepteurs cutanés plantaires, fuseaux neuromusculaires, récepteurs articulaires). De ce fait, l'augmentation de l'amplitude des trajectoires du CP sous cet appui pourrait être considérée chez le sujet sain comme une stratégie adaptative, permettant de renforcer le poids des informations proprioceptives en provenance de cet appui. De plus, cette augmentation pourrait être issue d'une hypersensibilité des réflexes spinaux, observés lorsque la charge appliquée sur les articulations de la cheville et/ou du genou est diminuée (Nakazawa et al. 2004). Les populations pathologiques étudiées présentaient toutes deux une déficience sensorielle unilatérale. Dans la mesure où les structures sensorielles périphériques et/ou centrales sont lésées, la mise en place d'un comportement consistant à augmenter les oscillations du CP sous l'appui lésé, peut s'avérer impossible, voire totalement inefficace. Chez le patient victime d'une entorse, la capacité à percevoir les mouvements articulaires ou les variations de pression sous l'appui peuvent être fortement perturbées par une déstructuration mécanique du système sensoriel articulaire de la cheville, associée à de fortes douleurs. Chez le patient victime d'un AVC, une anesthésie tactile plantaire associée à une hémignégligence pourrait expliquer cette inaptitude. Par suite, ces populations se caractérisent toutes deux par une perturbation du contrôle musculaire réflexes et/ou volontaire de l'appui lésé (Bohannon, 1989 ; Wilkerson et al. 1997 ; Konradsen et al. 1998 ; Marigold et al. 2004 ; Marsden et Greenwood, 2005). Ces différences de caractéristiques entre une population de sujets sains asymétriques et des populations de patients unilatéralement déficient pourraient expliquer les différences comportementales observées.

La qualité des influx sensoriels, de même que la qualité du contrôle musculaire investi sous l'appui « sain » semblent être déterminantes dans la régulation de la station debout après déficience corporelle unilatérale. En ce sens, la très forte augmentation d'amplitude du CP mesurée sous l'appui « sain » des patients hémiparétiques en comparaison des sujets victimes d'une entorse ne serait pas seulement liée à la gravité de la déficience contralatérale. Des pertes sensorimotrices ipsilésionnelles, affectant l'hémicorps « sain » ou non parétique des

patients pourraient expliquer les fortes déficiences posturales observées chez l'hémiplégique. Ces déficiences se caractérisent par des pertes de force ipsilésionnelle (Marque et al. 1997) et par une héminégligence affectant l'ensemble de la chaîne posturale (Pérennou et al. 2002).

1.2.b. Modulations des stratégies de contrôle des appuis

Selon l'axe AP, les sujets sains investissent leurs deux appuis de manière simultanée. Les trajectoires des CP droit et gauche sont synchronisées et en phase. Les populations évaluées au cours de ces différentes études présentent des caractéristiques relativement similaires. Après déficience unilatérale, deux différences ont tout de même pu être notées : -i) la relation spatiale entre les trajectoires peut être dégradée, -ii) pour certains patients, il existe une désynchronisation temporelle entre les trajectoires des CP droit et gauche. Ces deux caractéristiques peuvent être en partie expliquées par l'asymétrie de répartition de poids corporel sur les appuis. Par contre, les différences comportementales observées entre sujets sains asymétriques et patients présentant une déficience unilatérale, attestent de l'insuffisance de l'asymétrie de répartition de poids corporel à expliquer cette caractéristique.

Chez les sujets sains, nous avons émis l'hypothèse d'une commande centrale unique, induisant un contrôle moteur des deux appuis similaires et simultanés (Genthon et Rougier, 2003). Cette hypothèse est plus difficile à émettre dès que la station debout est soumise à une asymétrie de répartition de poids corporel sur les appuis. Dans le cas de patients dont la station debout est contrainte par une déficience unilatérale (périphérique ou centrale) associée à une asymétrie de répartition de poids sur les appuis, ce contrôle symétrique ne peut être supposé. La mise en place de ce type de contrôle requiert très certainement une symétrie, tant dans la représentation centrale du schéma corporel que dans l'application de la commande motrice. Une déficience unilatérale, apparaissant à l'un des divers étages sensori-moteur responsables du maintien de la station debout, perturbera indubitablement cette symétrie.

Il faut tout de même noter une certaine robustesse dans la mise en place de ces stratégies. Les stratégies des patients victimes de l'entorse sont extrêmement proches de celles des sujets sains asymétriques. Une déficience sensori-motrice localisée à la cheville aurait un impact minime sur ces stratégies. Ce résultat pourrait en partie être expliqué par la redondance des informations sensorielles, et notamment des informations somesthésiques, utilisables dans la régulation de la station debout. A l'inverse, dans le cas d'une déficience unilatérale plus lourde affectant de manière conjointe les contrôles centraux et réflexes de la posture, cette stratégie apparaît fortement perturbée.

Il est intéressant de souligner que la mise en place d'un contrôle désynchronisé des trajectoires des CP induit des effets nuancés sur le contrôle postural. Effectivement, cette stratégie particulière permettrait de réduire la raideur neuromusculaire mise en jeu mais induirait une augmentation des oscillations posturales.

1.2.c. Modulation de l'influence de chacun des appuis sur le contrôle de l'équilibre

Indépendamment des effets observés au niveau des patrons, une modulation de l'influence propre de chaque appui dans les trajectoires du CP_{Res} intervient. Ces perturbations, principalement issues de l'asymétrie de répartition de poids, peuvent être modulées par la déficience. Ces modifications ont pour conséquence principale, l'augmentation de l'influence des trajectoires du CP enregistrées sous l'appui surchargé ou sain dans le CP_{Res} au détriment de celles enregistrée sous l'appui délesté ou lésé.

La première explication de ce phénomène est directement liée à l'asymétrie de répartition de poids sur les appuis. Le calcul des trajectoires du CP_{Res} prend en compte l'intensité (% poids) et la localisation (CP) des forces de réaction. En d'autres termes, les trajectoires du CP_{Res} correspondent à la somme des trajectoires des CP droit et gauche pondérées par la répartition de poids corporel sur les appuis (Page 37, Winter et al. 1996). L'influence des trajectoires du CP mesurées sous un appui sur le contrôle postural est directement dépendante de la mise en charge de cet appui. La création d'une asymétrie de répartition de poids corporel sur les appuis va alors indubitablement diminuer l'influence du CP de l'appui délesté (ou lésé) sur le contrôle postural et va conjointement augmenter l'influence du CP de l'appui sain. L'asymétrie de répartition de poids sur les appuis va donc permettre de limiter l'influence d'un appui « déficient », tout en renforçant le rôle de l'appui « sain », dans le contrôle de l'équilibre.

Chez les patients victimes d'une entorse, seule l'asymétrie de répartition de poids permet d'expliquer cette modulation. Chez l'hémiplégique, ces modifications sont largement plus marquées et ne peuvent être totalement expliquées par l'asymétrie de répartition de poids.

1.2.d. Conséquences sur la stabilisation posturale

Après déficience unilatérale, la stabilisation des mouvements du corps est fortement perturbée. Cette caractéristique trouve très certainement son origine dans la relative incapacité de l'appui lésé à réguler la station debout. Cette inaptitude unilatérale induit une augmentation de la mise en charge et des déplacements du CP sous l'appui sain. Par suite, alors que les trajectoires du CP sous l'appui sain sont fortement augmentées, leurs influences sur les trajectoires du CP_{Res} sont accrues. Paradoxalement, ce sont les trajectoires du CP mesurées sous l'appui sain des patients qui vont induire la forte augmentation des mouvements posturaux. L'instabilité posturale des patients résulte donc en partie d'une incapacité de l'appui « sain » à compenser la nouvelle contrainte induite par la déficience unilatérale. Chez le patient victime d'une entorse, la déficience affecte unilatéralement l'articulation de la cheville. A l'inverse, chez le patient hémiparétique, elle peut affecter l'ensemble de l'hémicorps contralésionnel, voire même l'hémicorps ipsilésionnel. Ainsi, l'importance des compensations mises en place, et l'aptitude de l'appui « sain » à gérer la surcharge, sont spécifiques à la population étudiée.

Il s'ensuit que les conséquences de la déficience unilatérale sur la stabilisation posturale sont spécifiques à la pathologie. Dans le cas d'une entorse de la cheville, seules les trajectoires de la différence CP_{Res}-CG sont perturbées sans augmentation d'amplitude des trajectoires du CG. Une déficience unilatérale affectant uniquement le système neuromusculaire de la cheville semble perturber uniquement les raideurs neuromusculaires mises en jeux sans modifier les mouvements du corps. Ce résultat est relativement cohérent dans la mesure où l'appui sain, totalement intègre, serait apte à gérer la nouvelle contrainte issue de la déficience unilatérale. Dans le cas d'une hémiparésie, affectant fortement la construction du schéma corporel mais aussi l'ensemble des maillons unilatéraux voire bilatéraux de la chaîne posturale, les perturbations de la stabilisation posturale portent tout autant sur les raideurs neuromusculaires mises en jeux que sur les mouvements corporels.

I.3. Ouverture : Cas particulier de sujets amputés

Les caractéristiques posturales des patients victimes d'une entorse et d'un AVC sont relativement proches. De même, de fortes similitudes avec le comportement postural de patients victimes d'une de membre inférieur ont été relevées. Au cours d'une étude préliminaire, l'équilibre debout de 6 patients amputés tibiaux a été évalué (Rougier et Genthon, 2006). Ces patients avaient tous été victimes d'une amputation ancienne d'au minimum 1 an. Tout comme les patients victimes d'une entorse ou d'un AVC, les patients amputés tibiaux se caractérisent par : -i) une asymétrie de la répartition de poids corporel sur les appuis au détriment de l'appui amputé ($54,3 \pm 5,2\%$), -ii) une asymétrie de la forme et de l'amplitude des trajectoires des CP mesurées sous les deux pieds (augmentation de l'amplitude du CP sain et diminution de la forme allongée du CP sous l'appui amputé), -iii) une instabilité posturale. De nouveau, l'importance de ces caractéristiques dépend de la pathologie.

Ainsi, dans le cadre de patients présentant une déficience unilatérale, il semblerait que le schéma postural présente une certaine robustesse. A la suite de différentes déficiences d'origine unilatérale, le même type de perturbation de la posture pourrait être observée. L'importance de ces perturbations est bien entendu dépendante du type de pathologie.

I.4. Synthèse : maintien postural et déficience unilatérale

I.4.a. Orientation et équilibration sont deux composantes qui semblent être intimement liées

En accord avec nos travaux menés sur l'effet de l'asymétrie de répartition de poids corporel sur les appuis (Genthon et Rougier, 2005), les résultats présentés ici suggèrent un lien entre l'orientation et la stabilisation de la station debout. Chez le sujet sain, un lien direct a pu être mis en avant, dans le sens où une modification de l'orientation posturale latérale induit une perturbation de la stabilisation posturale. Chez les patients, et en accord avec les travaux de Marigold et Eng (2006), nos résultats ont mis en avant des variations concomitantes de l'orientation posturale latérale et des perturbations de la stabilisation. Les patients caractérisés par la plus forte asymétrie de la répartition de poids corporel sur les appuis étaient aussi caractérisés par de plus grandes oscillations corporelles.

1.4.b. Application du modèle de Massion (1994) pour la compréhension de la station debout de sujets soumis à une contrainte unilatérale

Massion a proposé en 1994 un modèle central synthétisant les différentes composantes mises en jeu dans le contrôle de la posture. Cette représentation, extrêmement intéressante, ne rend pas compte du cas de patients unilatéralement lésés. Pour cette raison, nous proposons une adaptation de ce modèle pour la compréhension de la posture de sujet ayant une déficience unilatérale d'origine traumatique (entorse) ou centrale (AVC) (Figure 68).

La posture peut se décomposer en deux éléments, l'orientation et l'équilibre. Ces deux caractéristiques correspondent aux composantes statiques et dynamiques de l'équilibre debout non perturbé. Bien que différentes, elles sont intimement liées.

La construction de la posture se base dans un premier temps sur la construction du schéma corporel postural (Figure 68). Dans le cas de patients caractérisés par une déficience unilatérale, la construction du schéma corporel peut être fortement biaisée. Deux éléments peuvent expliquer une possible erreur de construction du schéma corporel : -i) La déficience unilatérale peut induire une asymétrie des afférences sensorielles somesthésiques au bénéfice de l'hémicorps sain. Dans le cas d'une entorse, elle concerne principalement les afférences somesthésiques de la cheville, alors que dans le cas d'une hémiplegie, elles peuvent concerner l'ensemble des chaînons corporels. -ii) l'asymétrie de répartition de poids corporel adoptée par ces patients va dans le même sens induire une stimulation accrue des gravicepteurs du membre sain surchargé. Ces asymétries peuvent induire un transfert du schéma corporel vers le côté sain (Figure 68).

Sur la base du schéma corporel, la commande motrice est envoyée aux différents systèmes moteurs par l'intermédiaire de différents réseaux posturaux. Alors que chez les sujets sains, l'hypothèse d'une commande motrice unique contrôlant simultanément les deux appuis, a été mise en avant ; chez ce type de patients, une asymétrie de la commande motrice doit être envisagée.

Par suite, le contrôle rétroactif de la posture, se basant tant sur des rétroactions locales que centrales pourra lui aussi être biaisé. Ce biais peut être conjointement expliqué par la déficience affectant unilatéralement les structures neurosensorielles, mais aussi par la participation asymétrique des appuis dans le maintien de l'équilibre. La surcharge associée à une augmentation des mouvements de l'appui sain devrait sur-stimuler le contrôle rétroactif de l'hémicorps sain.

Il faut noter que dans la mesure où les afférences somatosensorielles sont biaisées, le système neurosensoriel possède une certaine plasticité, pouvant renforcer le rôle de la vision dans le contrôle de la posture. Cette adaptation pourrait limiter les asymétries.

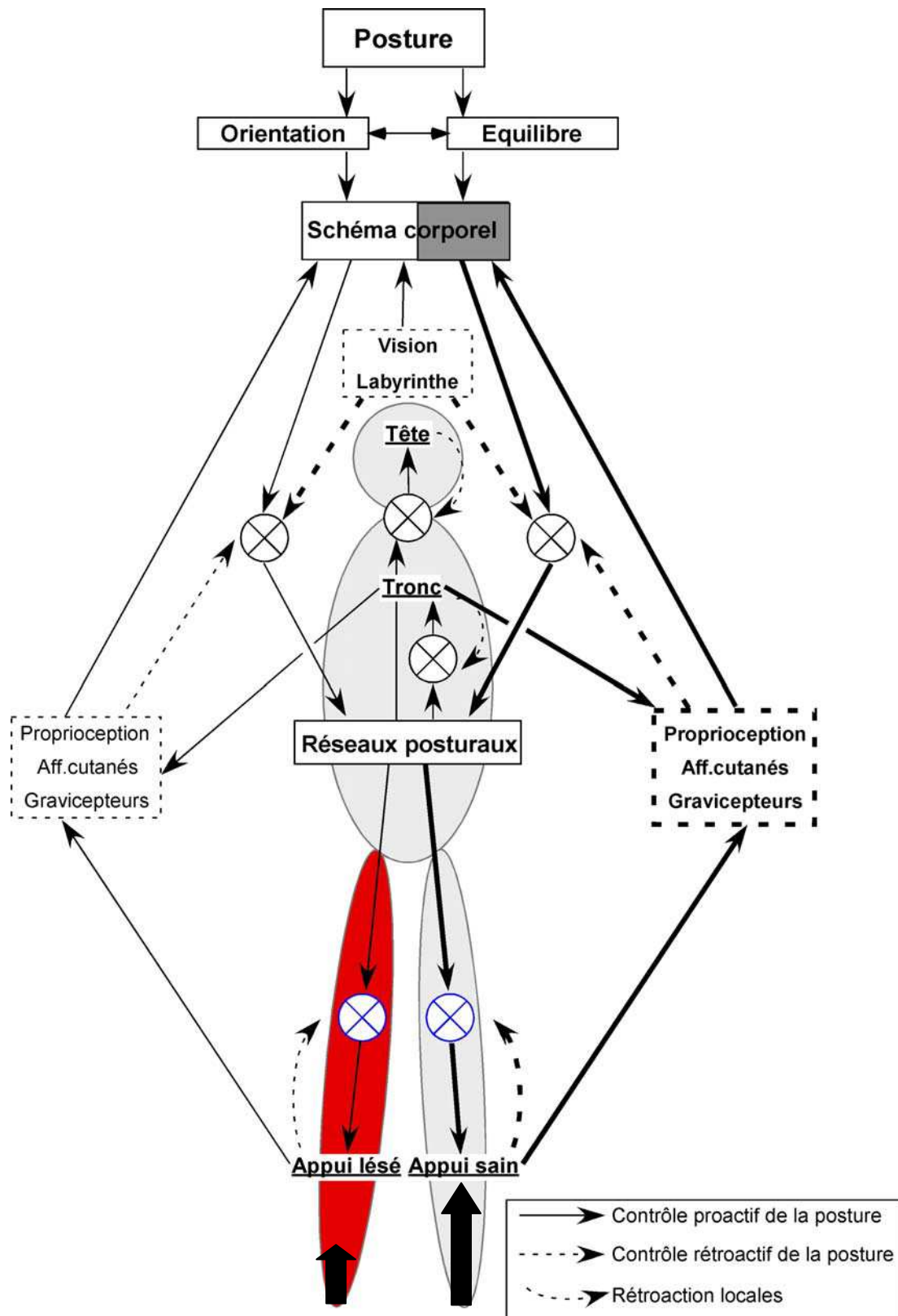


Figure 68 : Application du modèle de Massion (1994) pour la compréhension de la station debout de patients présentant une déficience unilatérale.

II. Stratégies de maintien de l'équilibre debout

Deux stratégies distinctes sont utilisées dans le contrôle de la stabilité ML et de la stabilité AP. Selon l'axe ML, la station debout non perturbée est contrôlée par une stratégie de charge/décharge mobilisant en premier lieu la hanche (abduction/adduction) et en second lieu la cheville (inversion/éversion). Selon l'axe AP, l'équilibre debout non perturbé est principalement contrôlé par une stratégie de cheville, investissant d'abord les fléchisseurs/extenseurs de cette articulation, puis l'articulation de la hanche (fléchisseurs/extenseurs). Nos résultats semblent suggérer une certaine robustesse de ces stratégies dans le cas d'une déficience sensorimotrice lésant unilatéralement le système périphérique ou central. Les stratégies de maintien de l'équilibre debout non perturbé seraient principalement définies par les caractéristiques biomécaniques de la position et non pas par la présence d'une déficience unilatérale. La mise en place de ces stratégies paraît être la réponse la plus adaptée aux contraintes spécifiques de la station debout (gravitationnelles, anatomiques, physiologiques).

Ces stratégies ont classiquement été caractérisées au moyen d'une analyse cinématique, permettant d'estimer indépendamment les oscillations angulaires de la cheville et de la hanche lors du maintien de la station debout. L'utilisation de données issues de plates-formes de force dans l'estimation de la contribution des stratégies de hanche et de cheville dans le maintien de la station debout est bien plus hasardeuse. L'estimation des stratégies de articulaires sur la base de plates-formes requiert la mise en lien des variations de forces de réaction enregistrées et des modulations de positions angulaires. De manière intéressante, Colobert et al. (2006) ont proposé une méthode permettant d'estimer les variations angulaires de la cheville et de la hanche sur la base des forces de réaction du support. Cette méthode, basée sur les lois de la dynamique inverse, nécessite l'acquisition des forces de réactions dans les trois directions de l'espace. Du fait de la faible intensité des forces de cisaillement, ce type de plate-forme requiert des capteurs extrêmement sensibles, et donc très onéreux. Dans le cas contraire, la mesure serait invalidée par la forte proportion du bruit dans le signal.

Afin d'analyser les stratégies de contrôle de l'équilibre, nous avons calculé les coefficients de corrélation entre les trajectoires élémentaires enregistrées sous les appuis (CP droit, gauche et répartition de poids) et les trajectoires du CP_{Res}. Cette méthode a pris en compte les forces de réactions verticales enregistrées indépendamment sous les pieds droit et gauche.

La corrélation entre la répartition de poids sur les appuis et les trajectoires du CP_{Res} a été utilisée afin de caractériser la stratégie de charge/décharge et par suite la stratégie de hanche, utilisée pour maintenir l'équilibre latéral. Le lien existant entre la variation de répartition de poids sur les appuis et la stratégie de hanche semble être relativement évident, donnant du poids à nos conclusions. Par contre, même si d'un point de vue anatomo-fonctionnel la hanche semble être l'articulation la plus apte à gérer les variations de répartition de poids sur les deux pieds, une mobilisation d'autres articulations pourrait induire ce résultat (ex : inversion/éversion de cheville, inclinaison du tronc de droite à gauche). Au cours de nos protocoles, la relation entre charge/décharge et stratégie de hanche n'a jamais été totalement validée.

La corrélation entre les trajectoires des CP droit et gauche et du CP_{Res} a été utilisée afin d'analyser leurs influences réciproques. Les trajectoires des CP plantaires, principalement organisées selon l'axe AP, peuvent être la conséquence de modulations angulaire de la cheville (flexion/extension) et/ou de la hanche (flexion/extension). A l'heure actuelle, il n'est pas possible de dissocier l'influence des mobilisations de la hanche et de la cheville sur les trajectoires des CP sous les pieds droit et gauche. Il n'est alors pas possible d'utiliser la corrélation entre les trajectoires du CP droit ou gauche avec le CP_{Res} afin d'estimer la stratégie de cheville. Cette méthode nous a néanmoins permis d'évaluer l'influence de chacun des appuis dans le contrôle de l'équilibre. Dans ce cadre, nous pouvons parler de stratégie de contrôle de la stabilité AP par la gestion de la localisation des pressions sous les deux pieds.

Même si l'interprétation fonctionnelle de ces paramètres reste restreinte, l'utilisation d'une double plate-forme de force afin d'évaluer les stratégies de contrôle de l'équilibre semble tout de même pertinente. Cet outil permet d'analyser l'influence de chacun des appuis dans le maintien de l'équilibre debout. Dans ce cadre, il est possible de parler de stratégies de contrôle des appuis plantaires. Par contre, il faut rester prudent sur les interprétations des stratégies articulaires de maintien de l'équilibre debout. Des interprétations robustes requièrent au préalable, une validation cinématique du possible lien entre mesures cinétiques et modulations de positions angulaires.

Conclusions et perspectives

Ce travail de thèse a permis de comprendre plus finement les perturbations du maintien de la posture érigée non perturbée consécutives à une déficience unilatérale. La compréhension fine des causes de l'instabilité posturale de ce type de patient doit passer par la prise en compte indépendante de chacun des appuis dans le maintien de la station debout. Pour cela, nous avons utilisé un système composé de deux plates-formes de force permettant l'acquisition indépendante des forces de réaction sous les pieds droit et gauche.

Les résultats de ces études ont mis en évidence les différentes caractéristiques de l'asymétrie posturale des patients. L'asymétrie posturale de patients présentant une déficience unilatérale ne se limite pas à une asymétrie de la répartition de poids corporel sur les appuis. Cette caractéristique est associée à une asymétrie de la régulation dynamique des forces de réaction sous les appuis, pouvant induire une relative indépendance des deux appuis dans le maintien de l'équilibre debout. Par suite, une modulation de l'influence de chacun des appuis dans le contrôle postural a été relevée. Cette modulation a pour objectif principal de sur-représenter les régulations posturo-cinétiques de l'appui sain dans le contrôle postural.

Ces modulations sont intimement liées aux caractéristiques de la déficience unilatérale. Les perturbations de la posture sont plus fortement marquées chez les patients victimes d'une déficience unilatérale affectant le contrôle central de la posture, en comparaison des patients victimes d'une déficience unilatérale affectant uniquement les structures périphériques. Nos résultats suggèrent l'importance de la construction du schéma corporel, fortement perturbé chez les patients victimes d'une hémiplégie.

Certains points méritent tout de même d'être approfondis. Si l'on considère que la station debout est régulée par l'association de raideurs mécaniques passives, d'une activité réflexe et d'un contrôle central basé sur une représentation du schéma corporel, l'influence des perturbations unilatérales de chacune de ces composantes devraient être évaluée plus finement. Pour cela, il est important de mener une démarche expérimentale évaluant non seulement les déficiences sensori-motrice globales (sensibilité, force, etc...), mais aussi l'ensemble des différents étages anatomo-fonctionnel responsables du maintien de la station debout (régulations passives, réflexes et centrales de la posture). Le choix des tests cliniques effectués était extrêmement pertinent dans le sens où ils sont tous couramment utilisés dans la pratique courante. Ils présentent tout de même quelques limites, du fait de leur subjectivité (évaluation manuelle de la perte de force par exemple), de leur manque de sensibilité et de l'influence des différents niveaux anatomo-fonctionnel sur certains facteurs cliniques (comme, la perte de force musculaire qui peut être liée à des désadaptations structurales périphériques et/ou à un biais dans la construction de la commande motrice).

Dans la continuité de nos travaux menés sur l'effet d'une asymétrie de la répartition de poids corporel sur les appuis, les résultats de ces études ont montré un lien fort entre modification de l'orientation posturale latérale et perturbation de la stabilisation posturale. Les patients présentant une forte asymétrie de répartition de poids corporel sur les appuis étaient également caractérisés par des troubles importants de la stabilisation posturale. Dans la mesure où les troubles d'orientation et de stabilisation covarient, il serait intéressant d'évaluer l'influence d'une réduction du trouble de l'orientation posturale latérale sur la stabilisation de la posture. Pour cela, il faudrait contraindre des patients naturellement asymétriques à adopter une symétrie de la répartition de poids sur les appuis. Si l'on considère que l'asymétrie de répartition de poids est une contrainte limitant le comportement postural, la stabilisation posturale des patients devrait, dans le cas d'une réduction de l'asymétrie, être améliorée. A l'inverse, si l'on considère que l'asymétrie de répartition de poids corporel sur les appuis est, chez ces patients, une stratégie particulière permettant de compenser la relative incapacité de l'appui lésé à réguler la station debout, la réduction de l'asymétrie posturale devrait induire une augmentation de l'instabilité, voire la chute. Du fait des interactions entre troubles sensoriels et aptitude des patients à détecter leur répartition de poids sur les appuis, l'analyse mécanique des effets d'une réduction de l'asymétrie de répartition de poids corporel sur les appuis requiert l'utilisation d'un feed-back visuel ou auditif de la répartition de poids.

Ce travail de thèse s'est entre autre basé sur une analyse biomécanique de la station debout régulée principalement par une stratégie de hanche selon l'axe ML et par un contrôle combiné de la hanche et de la cheville selon l'axe AP. Nos résultats ont suggéré une certaine robustesse de ces stratégies dans le maintien de la station debout après déficience unilatérale. Cette interprétation mérite tout de même d'être validée. L'asymétrie des caractéristiques des trajectoires enregistrées sous les deux pieds suggère une possible asymétrie des stratégies de maintien de l'équilibre usités par l'hémi-corps sain et l'hémi-corps lésé. Cette hypothèse se doit d'être étudiée. L'utilisation d'une mesure cinématique devrait permettre de rendre compte de possibles asymétries de régulation articulaire de la posture debout.

Bibliographie

- Allum JH and Pfaltz CR. Visual and vestibular contributions to pitch sway stabilization in the ankle muscles of normals and patients with bilateral peripheral vestibular deficits. *Exp Brain Res* 1985;58(1): 82-94.
- Amblard B, Assaiante C, Lekhel H, et al. A statistical approach to sensorimotor strategies: conjugate cross-correlations. *J Mot Behav* 1994;26(2): 103-112.
- Amblard B, Cremieux J, Marchand AR, et al. Lateral orientation and stabilization of human stance: static versus dynamic visual cues. *Exp Brain Res* 1985;61(1): 21-37.
- Andersen GJ and Braunstein ML. Induced self-motion in central vision. *J Exp Psychol Hum Percept Perform.* 1985;11(2): 122-32.
- Aramaki Y, Nozaki D, Masani K, et al. Reciprocal angular acceleration of the ankle and hip joints during quiet standing in humans. *Exp Brain Res* 2001;136(4): 463-73.
- Ashworth B. Preliminary Trial of Carisoprodol in Multiple Sclerosis. *Practitioner* 1964;192: 540-2.
- Azemar G. La gauche et la droite en podologie: considérations pratiques sur les asymétries fonctionnelles. In: eds. *Podologie 85*. Paris: Expansion scientifique française, 1985: 8-20.
- Azemar G. L'homme asymétrique. Gauchers et droitiers face à face. Paris: CNRS éditions, 2003.
- Azouvi P, Samuel C, Louis-Dreyfus A, et al. Sensitivity of clinical and behavioural tests of spatial neglect after right hemisphere stroke. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 2002;73(2): 160-6.
- Babinski J. De l'asynergie cérébelleuse. *Rev Neurol (Paris)* 1899;7: 806-816.
- Baier M and Hopf T. Ankle orthoses effect on single-limb standing balance in athletes with functional ankle instability. *Arch Phys Med Rehabil* 1998;79(8): 939-44.
- Barkoukis V, Sykaras E, Costa F, et al. Effectiveness of taping and bracing in balance. *Percept Mot Skills* 2002;94(2): 566-74.
- Benaïm C, Perennou DA, Villy J, et al. Validation of a standardized assessment of postural control in stroke patients: the Postural Assessment Scale for Stroke Patients (PASS). *Stroke* 1999;30(9): 1862-8.
- Bennell KL and Goldie PA. The differential effects of external ankle support on postural control. *J Orthop Sports Phys Ther* 1994;20(6): 287-95.
- Bernard-Demanze L, Burdet C, Berger L, et al. Recalibration of somesthetic plantar information in the control of undisturbed upright stance maintenance. *J Integr Neurosci.* 2004;3(4): 433-51.
- Bohannon RW. Is the measurement of muscle strength appropriate in patients with brain lesions? A special communication. *Phys Ther* 1989;69(3): 225-36.
- Bonan IV, Yelnik AP, Colle FM, et al. Reliance on visual information after stroke. Part II: Effectiveness of a balance rehabilitation program with visual cue deprivation after stroke: a randomized controlled trial. *Arch Phys Med Rehabil* 2004;85(2): 274-8.
- Bonan IV, Guettard E, Leman M, et al. Subjective visual vertical perception relates to balance in acute stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 2006;87: 642-646.
- Bonnet M and Abonnenc M. [Use of spatial sonorous reference position in postural stabilization]. *Agressologie*. 1978;19(A): 43-4.

- Bouisset S and Duchene JL. Is body balance more perturbed by respiration in seating than in standing posture? *Neuroreport* 1994;5(8): 957-60.
- Breniere Y. Why we walk the way we do. *J Mot Behav* 1996;28(4): 291-8.
- Breniere Y, Do MC and Bouisset S. Are dynamic phenomena prior to stepping essential to walking? *J Mot Behav* 1987;19: 62-76.
- Brodmann K. Vergleichende lokalisationslehre der grobhirnrinde in ihren prinzipien dargestellt auf grund des zellaufbaus. Leipzig: 1909.
- Bruns J, Scherlitz J and Luessenhop S. The stabilizing effect of orthotic devices on plantar flexion/dorsal extension and horizontal rotation of the ankle joint. An experimental cadaveric investigation. *Int J Sports Med* 1996;17(8): 614-8.
- Calmels P, Escafit M, Domenach M, et al. Posturographic evaluation of the proprioceptive effect of ankle orthoses in healthy volunteers. *Int Disabil Stud* 1991;13(2): 42-5.
- Carlsöö S. The static muscle load in different work positions: an electromyographic study. *Ergonomics* 1961;4: 193-211.
- Caron O, Faure B and Breniere Y. Estimating the centre of gravity of the body on the basis of the centre of pressure in standing posture. *J Biomech* 1997;30(11-12): 1169-71.
- Chaudhuri S and Aruin AS. The effect of shoe lifts on static and dynamic postural control in individuals with hemiparesis. *Arch Phys Med Rehabil* 2000;81(11): 1498-503.
- Clement G, Gurfinkel VS, Lestienne F, et al. Adaptation of postural control to weightlessness. *Exp Brain Res* 1984;57(1): 61-72.
- Collins JJ and De Luca CJ. Open-loop and closed-loop control of posture: a random-walk analysis of center-of-pressure trajectories. *Exp Brain Res* 1993;95(2): 308-18.
- Colobert B, Cretual A, Allard P, et al. Force-plate based computation of ankle and hip strategies from double-inverted pendulum model. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2006;21(4): 427-434.
- Cordova ML and Ingersoll CD. Peroneus longus stretch reflex amplitude increases after ankle brace application. *Br J Sports Med* 2003;37(3): 258-62.
- Cornwall MW and Murrell P. Postural sway following inversion sprain of the ankle. *J Am Podiatr Med Assoc* 1991;81(5): 243-7.
- Coslett HB. Evidence for a disturbance of the body schema in neglect. *Brain Cogn* 1998;37(3): 527-44.
- Day BL, Steiger MJ, Thompson PD, et al. Effect of vision and stance width on human body motion when standing: implications for afferent control of lateral sway. *J Physiol* 1993;469: 479-99.
- De Montherlant H. Les bestiaires. 1926.
- Delignieres D, Deschamps T, Legros A, et al. A methodological note on nonlinear time series analysis: is the open- and closed-loop model of Collins and De Luca (1993) a statistical artifact? *J Mot Behav*. 2003;35(1): 86-97.
- Delignieres D, Fortes M and Ninot G. The fractal dynamics of self-esteem and physical self. *Nonlinear Dynamics Psychol Life Sci*. 2004;8(4): 479-510.

- Demanze-Bernard L, Rougier P and Berger L. Effet d'une séquence de massage plantaire rotatif sur le maintien de la station debout non perturbée. *J. Réadapt. Méd.* 2002;22(1-2): 21-27.
- Dempster M. *Biomechanics of sport*. Philadelphia: Miller and Nelson, 1973.
- Dettmann MA, Linder MT and Sepic SB. Relationships among walking performance, postural stability, and functional assessments of the hemiplegic patient. *Am J Phys Med* 1987;66(2): 77-90.
- Di Fabio RP and Badke MB. Stance duration under sensory conflict conditions in patients with hemiplegia. *Arch Phys Med Rehabil* 1991;72(5): 292-5.
- Dickstein R, Nissan M, Pillar T, et al. Foot-ground pressure pattern of standing hemiplegic patients. Major characteristics and patterns of improvement. *Phys Ther* 1984;64(1): 19-23.
- Diener HC, Dichgans J, Guschlbauer B, et al. The significance of proprioception on postural stabilization as assessed by ischemia. *Brain Res.* 1984;296(1): 103-9.
- Dietz V, Gollhofer A, Kleiber M, et al. Regulation of bipedal stance: dependency on "load" receptors. *Exp Brain Res* 1992;89(1): 229-31.
- Duysens J, Clarac F and Cruse H. Load-regulating mechanisms in gait and posture: Comparative aspects. *Physiological reviews* 2000;80(1): 83-133.
- Eils E, Demming C, Kolmeier G, et al. Comprehensive testing of 10 different ankle braces. Evaluation of passive and rapidly induced stability in subjects with chronic ankle instability. *Clinical Biomechanics* 2002;17: 526-535.
- Engardt M, Ribbe T and Olsson E. Vertical ground reaction force feedback to enhance stroke patients' symmetrical body-weight distribution while rising/sitting down. *Scand J Rehabil Med* 1993;25: 41-48.
- Farenc I and Rougier P. Analyse fréquentielle des trajectoires du centre de gravité et du centre de pression lors de la station debout immobile. *ITBM-RBM* 2000;21: 210-216.
- Farenc I, Rougier P and Berger L. Mise en évidence des effets du gain du feedback visuel sur la performance posturale par une modélisation des trajectoires du centre des pressions en mouvement brownien fractionnaire. *Ann Kinésithér* 2001;28(1): 2-10.
- Feldman AG. Once more on the equilibrium-point hypothesis (λ model) for motor control. *J Mot Behav.* 1986;18(1): 17-54.
- Fernie GR and Holliday PJ. Postural sway in amputees and normal subjects. *J Bone Joint Surg Am* 1978;60(7): 895-8.
- Finlay D. Motion perception in the peripheral visual field. *Perception.* 1982;11(4): 457-62.
- Fitzpatrick R, Burke D and Gandevia SC. Loop gain of reflexes controlling human standing measured with the use of postural and vestibular disturbances. *J Neurophysiol.* 1996;76(6): 3994-4008.
- Fitzpatrick R and McCloskey DI. Proprioceptive, visual and vestibular thresholds for the perception of sway during standing in humans. *J Physiol* 1994;478(Pt 1): 173-86.
- Fitzpatrick RC, Taylor JL and McCloskey DI. Ankle stiffness of standing humans in response to imperceptible perturbation: reflex and task-dependent components. *J Physiol* 1992;454: 533-47.

- Forster A and Young J. Incidence and consequences of falls due to stroke: a systematic injury. *BMJ* 1995;311 : 83-86.
- Gage WH, Winter DA, Frank JS, et al. Kinematic and kinetic validity of the inverted pendulum model in quiet standing. *Gait Posture* 2004;19(2): 124-32.
- Gatev P, Thomas S, Kepple T, et al. Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults. *J Physiol* 1999;514(Pt 3): 915-28.
- Gauthier L, Dehaut F and Joanette Y. The Bells test; A quantitative and qualitative test for visual neglect. *International Journal of Clinical Neuropsychology* 1989;11 : 49-54.
- Gauthier-Gagnon C, St-Pierre D, Drouin G, et al. Augmented sensory feedback in the early training of standing balance fo below-knee amputees. *Physiother Canada* 1986;38(3): 137-142.
- Gentho N and Rougier P. Analyse biomécanique de la contribution relative de chacun des appuis dans le contrôle de la station debout non-perturbée. *ITBM-RBM* 2003;24: 238-247.
- Gentho N and Rougier P. Does the capacity to appropriately stabilise trunk movements facilitate the control of upright standing? *Motor Control*. 2006; Sous presse.
- Gentho N and Rougier P. Influence of an asymmetrical body weight distribution on the control of undisturbed upright stance. *J Biomech* 2005;38: 2037-2049.
- Gentho N, Rougier P, Froger J, Péliissier J, Pérennou D. La posture de l'hémiplégique : un contrôle indépendant des CP plantaires. Dans *Bipédie, contrôle postural et représentation corticale. Actualités en recherche fondamentale, enseignements de la recherche clinique et applications*. Eds Lacour M et Weber B. Edition Solal (2005) : 157-168.
- Gentho N, Vuillerme N, Monnet JP, Petit C, Rougier P. Evaluation de la station assise : Caractéristiques et exemple chez l'hémiplégique. Dans le livre APE. Eds Lacour M et Weber B. Edition Solal (2006) ; sous presse.
- Geschwind N and Galaburda AM. Cerebral lateralization. Biological mechanisms, associations and pathology: III. *Arch Neurol* 1985;42: 634-665.
- Geschwind N and Levitsky W. Human brain, left-right asymmetries in temporal speech region. *Science* 1968;161(3837): 186-187.
- Geurts AC, Haart M, Van Ness I, et al. A review of standing balance recovery from stroke. *Gait and Posture* 2005;22(3): 267-281.
- Geurts AC, Haart M, Van Ness I, et al. Restoration of postural symmetry following stroke. In: Duyssens J, Smits-Engelsman BCM and Kingma H, eds. *Control of posture and gait*. 2001: 637-640.
- Gibson JJ. The ecological approach to visual perception. Hillsdale: Lawrence Erlbaum Associates Inc (Travail original publié en 1979), 1986.
- Goldie PA, Evans OM and Bach TM. Postural control following inversion injuries of the ankle. *Arch Phys Med Rehabil* 1994;75(9): 969-75.
- Goldie PA, Matyas TA, Evans OM, et al. Maximum voluntary weight-bearing by the affected and unaffected legs in standing following stroke. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 1996;11(6): 333-342.
- Gollhofer A, Horstmann GA, Berger W, et al. Compensation of translational and rotational perturbations in human posture: stabilization of the centre of gravity. *Neurosci Lett* 1989;105(1-2): 73-8.

- Gurfinkel EV. Physical foundations of stabilography. *Agressologie* 1973;14(Spec No C): 9-13.
- Gurfinkel VS. Muscle afferentation and postural control in man. *Agressologie* 1973;14(Spec No C): 1-8.
- Gurfinkel VS, Lipshits MI and Lestienne FG. Anticipatory neck muscle activity associated with rapid arm movements. *Neurosci Lett* 1988;94(1-2): 104-8.
- Guskiewicz KM and Perrin DH. Effect of orthotics on postural sway following inversion ankle sprain. *J Orthop Sports Phys Ther* 1996;23(5): 326-31.
- Haart M, Geurts AC, Dault MC, et al. Restoration of weight-shifting capacity in patients with postacute stroke: a rehabilitation cohort study. *Arch Phys Med Rehabil* 2004;86(4): 755-762.
- Hamman R, Longridge NS, Mekjavic I, et al. Effect of age and training schedules on balance improvement exercises using visual biofeedback. *J Otolaryngol.* 1995;24(4): 221-9.
- Head H and Holmes G. Sensory disturbances from cerebral lesions. *Brain* 1911;34: 102-245.
- Held JP, Pierrot-Desselligny E, Bussel B, et al. Devenir des hémipariés vasculaires par atteinte sylvienne en fonction du côté de la lésion. *Ann Readapt Med Phys* 1975;18: 592-604.
- Hlavacka F, Krizkova M and Horak FB. Modification of human postural response to leg muscle vibration by electrical vestibular stimulation. *Neurosci Lett* 1995;189(1): 9-12.
- Hlavacka F and Njiokiktjien C. Postural responses evoked by sinusoidal galvanic stimulation of the labyrinth. Influence of head position. *Acta Otolaryngol.* 1985;99(1-2): 107-12.
- Hlavacka F and Saling M. Compensation effect of visual biofeedback in upright posture control. *Act Nerv Super (Praha).* 1986;28(3): 191-6.
- Horak FB and Macpherson JM. Postural orientation and equilibrium. In: Press OU, eds. *Handbook of physiology*. 1996: 255-292.
- Horak FB and Nashner LM. Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *J Neurophysiol* 1986;55(6): 1369-81.
- Horstmann GA and Dietz V. A basic posture control mechanism: the stabilization of the centre of gravity. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1990;76(2): 165-76.
- Hoyle F. On the fragmentation of gas clouds into galaxies and stars. *Astrophysical J.* 1953;118: 513-528.
- Isakov E and Mizrahi J. Is balance impaired by recurrent sprained ankle? *Br J Sports Med* 1997;31(1): 65-7.
- Jerosch J, Hoffstetter I, Bork H, et al. The influence of orthoses on the proprioception of the ankle joint. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 1995;3(1): 39-46.
- Kavounoudias A, Roll R and Roll JP. Foot sole and ankle muscle inputs contribute jointly to human erect posture regulation. *J Physiol* 2001;532(Pt 3): 869-78.
- Kavounoudias A, Roll R and Roll JP. Specific whole-body shifts induced by frequency-modulated vibrations of human plantar soles. *Neurosci Lett* 1999;266(3): 181-4.
- Kerkhoffs GM, Blankevoort L, van Poll D, et al. Anterior lateral ankle ligament damage and anterior talocrural-joint laxity: an overview of the in vitro reports in literature. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2001;16(8): 635-43.
- Kerkhoffs GM, Struijs PA, Marti RK, et al. Functional treatments for acute ruptures of the lateral ankle ligament: a systematic review. *Acta Orthop Scand* 2003;74(1): 69-77.

- Kim KJ, Uchiyama E, Kitaoka HB, et al. An in vitro study of individual ankle muscle actions on the center of pressure. *Gait Posture* 2003;17(2): 125-31.
- Konradsen L, Olesen S and Hansen HM. Ankle sensorimotor control and eversion strength after acute ankle inversion injuries. *Am J Sports Med* 1998;26(1): 72-7.
- Kusoffsky A, Wadell I and Nilsson BY. The relationship between sensory impairment and motor recovery in patients with hemiplegia. *Scand J Rehabil Med* 1982;14(1): 27-32.
- Lacquaniti F. Automatic control of limb movement and posture. *Curr Opin Neurobiol* 1992;2(6): 807-14.
- Lafond D, Duarte M and Prince F. Comparison of three methods to estimate the center of mass during balance assessment. *J Biomech.* 2004;37(9): 1421-6.
- Leanderson J, Bergqvist M, Rolf C, et al. Early influence of an ankle sprain on objective measures of ankle joint function. A prospective randomised study of ankle brace treatment. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 1999;7(1): 51-8.
- Lekhel H, Marchand AR, Assaïante C, et al. Cross-correlation analysis of the lateral hip strategy in unperturbed stance. *Neuroreport* 1994;5(10): 1293-6.
- Lestienne F, Soechting J and Berthoz A. Postural readjustments induced by linear motion of visual scenes. *Exp Brain Res* 1977;28(3-4): 363-84.
- Levin O and Mizrahi J. An iterative model for estimation of the trajectory of center of gravity from bilateral reactive force measurements in standing sway. *Gait and Posture* 1996;4: 89-99.
- Levy J, Trevarthen CB and Sperry RW. Perception of bilateral chimeric figures following hemispheric disconnection. *Brain* 1972;95: 61-78.
- Lindmark B and Hamrin E. Evaluation of functional capacity after stroke as a basis for active intervention. Presentation of a modified chart for motor capacity assessment and its reliability. *Scand J Rehabil Med* 1988;20: 103-109.
- Lloyd DPC. Principles of spinal reflex activity. In: Fulton JF, eds. *A textbook of physiology*. Philadelphia-London: WB Saunders Company, 1950: 78-109.
- Loram ID and Lakie M. Direct measurement of human ankle stiffness during quiet standing: the intrinsic mechanical stiffness is insufficient for stability. *J Physiol.* 2002;545(Pt 3): 1041-53.
- Lund S and Broberg C. Effects of different head positions on postural sway in man induced by a reproducible vestibular error signal. *Acta Physiol Scand.* 1983;117(2): 307-9.
- Magnusson M, Enbom H, Johansson R, et al. Significance of pressor input from the human feet in lateral postural control. The effect of hypothermia on galvanically induced body-sway. *Acta Otolaryngol.* 1990;110(5-6): 321-7.
- Mandelbrot BB and Van Ness JW. Fractional Brownian motions, fractional noises and applications. *SIAM Rev* 1968;10: 422-437.
- Marigold D, Eng J, Tokuno C, et al. Contribution of muscle strength and integration of afferent input to postural instability in persons with stroke. *Neurorehabil, Neural Repair* 2004;18(4): 222-229.
- Marigold D, Eng J and Inglis JT. Modulation of ankle muscle postural reflexes in stroke: influence of weight-bearing load. *Clinical Neurophysiology* 2004;115 : 2789-2797.

- Marigold D and Eng J. The relationship of asymmetric weight-bearing with postural sway and visual reliance in stroke. *Gait and Posture* 2006;23(249-255).
- Marque P, Felez A, Puel M, et al. Impairment and recovery of left motor function in patients with right hemiplegia. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 1997;62(1): 77-81.
- Marsden J and Greenwood R. Physiotherapy after stroke: define, divide and conquer. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 2005;76(4): 465-6.
- Massion J. Cerveau et motricité Fonctions sensori-motrices. Presse Universitaire de France, 1997.
- Massion J. Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination. *Prog Neurobiol* 1992;38(1): 35-56.
- Massion J. Postural control system. *Curr Opin Neurobiol* 1994;4(6): 877-87.
- Massion J, Fabre JC, Mouchnino L, et al. Body orientation and regulation of the center of gravity during movement under water. *J Vestib Res* 1995;5(3): 211-21.
- Massion J, Popov K, Fabre JC, et al. Is the erect posture in microgravity based on the control of trunk orientation or center of mass position? *Exp Brain Res* 1997;114(2): 384-9.
- Max J. Méthodes et techniques de traitement du signal et application aux mesures physiques. Principes généraux et méthodes classiques. Paris: Massion, 1985.
- McIlroy WE and Maki BE. Preferred placement of the feet during quiet stance: development of a standardized foot placement for balance testing. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 1997;12(1): 66-70.
- Mesure S and Lamendin H. Posture, pratique sportive et rééducation. Masson, 2001.
- Meyer PF, Oddsson LI and De Luca CJ. The role of plantar cutaneous sensation in unperturbed stance. *Exp Brain Res* 2004;156(4): 505-12.
- Mizrahi J, Solzi P, Ring H, et al. Postural stability in stroke patients: vectorial expression of asymmetry, sway activity and relative sequence of reactive forces. *Med Biol Eng Comput* 1989;27(2): 181-90.
- Mizrahi J and Susak Z. Bi-lateral reactive force patterns in postural sway activity of normal subjects. *Biol Cybern* 1989;60(4): 297-305.
- Morasso PG and Schieppati M. Can muscle stiffness alone stabilize upright standing? *J Neurophysiol* 1999;82(3): 1622-6.
- Mouchnino L, Aurenty R, Massion J, et al. Coordination between equilibrium and head-trunk orientation during leg movement: a new strategy build up by training. *J Neurophysiol.* 1992;67(6): 1587-98.
- Mouchnino L, Cincera M, Fabre JC, et al. Is the regulation of the center of mass maintained during leg movement under microgravity conditions? *J Neurophysiol.* 1996;76(2): 1212-23.
- Murray MP, Seireg AA and Sepic SB. Normal postural stability and steadiness: quantitative assessment. *J bone Joint Surg* 1975;57(A): 510-516.
- Nakagawa H, Ohashi N, Watanabe Y, et al. The contribution of proprioception to posture control in normal subjects. *Acta Otolaryngol Suppl.* 1993;504: 112-6.
- Nakazawa K, Miyoshi T, Sekiguchi H, Nozaki D, Akai M and Yano H. Effects of loading and unloading of lower limb joints on the soleus H-reflex in standing humans. *Clinic Neurophysiol.* 2004: 115: 1296-1304.

- Nashner L and Berthoz A. Visual contribution to rapid motor responses during postural control. *Brain Res* 1978;150(2): 403-7.
- Netter FH. Atlas d'anatomie humaine 3ème édition. Masson, 2004.
- Niki H. Differential activity of prefrontal units during right and left delayed response trials. *Brain res* 1974;70: 346-349.
- Niki H and Watanabe M. Prefrontal unit activity and delayed response relation to cue location versus direction of response. *Brain Res* 1976;105(1): 79-88.
- Nishikawa T, Kurosaka M, Mizuno K, et al. Protection and performance effects of ankle bracing. *Int Orthop* 2000;24(5): 285-8.
- Nogaki H. [A statistical analysis of factors influencing standing balance, activity of daily living and ambulation in hemiplegic patients]. *Nippon Ronen Igakkai Zasshi* 1992;29(4): 285-92.
- Nougier V, Bard C, Fleury M, et al. Contribution of central and peripheral vision to the regulation of stance: developmental aspects. *J Exp Child Psychol.* 1998;68(3): 202-15.
- Ohashi N, Asai M, Nakagawa H, et al. Difference between visual feedback and visual suppression upon the stabilization of body sway in normal subjects. *ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec.* 1990;52(4): 226-31.
- Okada M. An electromyographic estimation of the relative muscular load in different human postures. *J Human Ergol* 1972;1: 75-93.
- Okada M and Fujiwara K. Muscle activity around the ankle joint as correlated with the center of foot pressure in an upright stance. In: biomechanics Iso, eds. *Biomechanics VIII-A*. 1983: 209-216.
- Okubo J, Watanabe I and Baron JB. Study on influences of the plantar mechanoreceptor on body sways. *Agressologie.* 1980;21(D): 61-9.
- Oldfield RC. The assessment and analysis of handedness: the Edinburgh inventory. *Neuropsychologia* 1971;9(1): 97-113.
- Ouchi Y, Okada H, Yoshikawa E, et al. Brain activation during maintenance of standing postures in humans. *Brain* 1999;122(Pt 2): 329-38.
- Paillard J. Les déterminants moteur de l'organisation dans l'espace. *Cahiers de psychologie* 1971;14 : 261-316.
- Paillard J. Tonus, posture et mouvement. In: Flammarion, eds. *Physiologie*. 1976: 521-728.
- Paulus WM, Straube A and Brandt T. Visual stabilization of posture. Physiological stimulus characteristics and clinical aspects. *Brain* 1984;107(Pt 4): 1143-63.
- Pavlik AE, Inglis JT, Lauk M, et al. The effects of stochastic galvanic vestibular stimulation on human postural sway. *Exp Brain Res.* 1999;124(3): 273-80.
- Perennou D, Benaim C, Rouget E, et al. [Postural balance following stroke: towards a disadvantage of the right brain-damaged hemisphere]. *Rev Neurol (Paris)* 1999;155(4): 281-90.
- Perennou D and Bronstein A. Balance disorders and vertigo after stroke: assessment and rehabilitation. In: Julien Bogousslavsky MB, Bruce Dobkin, eds. *Recovery after stroke*. Cambridge University Press: 2005: 320-398.

- Perennou DA, Amblard B, Laassel el M, et al. Understanding the pusher behavior of some stroke patients with spatial deficits: a pilot study. *Arch Phys Med Rehabil* 2002;83(4): 570-5.
- Perennou DA, Leblond C, Amblard B, et al. The polymodal sensory cortex is crucial for controlling lateral postural stability: evidence from stroke patients. *Brain Res Bull* 2000;53(3): 359-65.
- Petersen H, Magnusson M, Johansson R, et al. Acoustic cues and postural control. *Scand J Rehabil Med*. 1995;27(2): 99-104.
- Raymakers JA, Samson MM and Verhaar HJ. The assessment of body sway and the choice of the stability parameter(s). *Gait Posture*. 2005;21(1): 48-58.
- Renstrom PA and Konradsen L. Ankle ligament injuries. *Br J Sports Med* 1997;31(1): 11-20.
- Richardson LF. The problem of contiguity: an appendix of statistics of deadly quarrels. *General Systems Yearbook* 1961;6: 139-187.
- Riley MA. Influences of body lean and vision on postural fluctuations in stance. *Motor Control*. 1997;1: 229-246.
- Robinson JR, Frederick EC and Cooper LB. Systematic ankle stabilization and the effect on performance. *Med Sci Sports Exerc* 1986;18(6): 625-628.
- Rode G, Tiliket C and Boisson D. Predominance of postural imbalance in left hemiparetic patients. *Scand J Rehabil Med* 1997;29(1): 11-6.
- Roll JP, Vedel JP and Ribot E. Alteration of proprioceptive messages induced by tendon vibration in man: a microneurographic study. *Exp Brain Res* 1989;76(1): 213-22.
- Rougier P. [Adaptation of control mechanisms involved in upright undisturbed stance maintenance during prolonged darkness]. *Neurophysiol Clin* 2003;33(2): 86-93.
- Rougier P. [A forward leaning posture affects more the amplitudes of the centre of pressure displacements than those of the centre of gravity]. *Ann Readapt Med Phys* 2001;44(8): 533-41.
- Rougier P. [How mirror feedback improves undisturbed upright stance control]. *Ann Readapt Med Phys* 2002;45(2): 77-85.
- Rougier P. Influence of visual feedback on successive control mechanisms in upright quiet stance in humans assessed by fractional Brownian motion modelling. *Neurosci Lett* 1999;266(3): 157-60.
- Rougier P. Optimising the visual feedback technique for improving upright stance maintenance by delaying its display: behavioural effects on healthy adults. *Gait Posture* 2004;19(2): 154-63.
- Rougier P. Visual feedback induces opposite effects on elementary centre of gravity and centre of pressure minus centre of gravity motions in undisturbed upright stance. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2003;18(4): 341-9.
- Rougier P and Caron O. Center of gravity motions and ankle joint stiffness control in upright undisturbed stance modeled through a fractional Brownian motion framework. *J Mot Behav* 2000;32(4): 405-13.
- Rougier P, Dumas M and Jamelin T. L'étirement prolongé des fléchisseurs plantaires: quels effets sur le contrôle de l'équilibre ? *Revue Romande de Physiothérapie- Mains libres* 2004;7 : 277-288.

- Rougier P, Farenc I and Berger L. Effets sur le contrôle de la station debout de l'échelle de représentation de la trajectoire du centre des pressions sur l'écran d'un moniteur. *Kinésithérapie scientifique* 2001;410 : 6-13.
- Rougier P and Genthon N. Contribution relative de chacun des appuis dans le maintien de la station debout non perturbée chez des patients amputés tibiaux: étude préliminaire. *Kinésithérapie scientifique* 2006;Sous presse.
- Rougier P, Zanders E and Borlet E. [Influence of visual cues on upright postural control: differentiated effects of eyelids closure]. *Rev Neurol (Paris)* 2003;159(2): 180-8.
- Sackley CM. The relationship between weight bearing asymmetry after stroke, motor function and activities of daily living. *Physiotherapy Theory and Practice* 1990;6: 179-185.
- Scherrington CS. Integrative action of the nervous system. Yale: University press, 1906.
- Semmes J, Weinstein S, Ghent L, et al. Somatosensory changes after penetrating brain wounds in man. Cambridge: Harvard University Press, 1960.
- Shumway-Cook A, Anson D and Haller S. Postural sway biofeedback: its effect on reestablishing stance stability in hemiplegic patients. *Arch Phys Med Rehabil* 1988;69(6): 395-400.
- Simoneau GG, Ulbrecht JS, Derr JA, et al. Postural instability in patients with diabetic sensory neuropathy. *Diabetes Care*. 1994;17(12): 1411-21.
- Slobounov S, Hallett M, Stanhope S, et al. Role of cerebral cortex in human postural control: an EEG study. *Clin Neurophysiol*. 2005;116(2): 315-23.
- Smith MT and Baer GD. Achievement of simple mobility milestones after stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 1999;80(4): 442-7.
- Stuart D, Goslow C, Mosher G, et al. Stretch responsiveness of Golgi tendon organs. *Exp Brain Res* 1970;10: 463-476.
- Tagaki A, Fujimura E and Sueshiro S. A new method of statokinesigram area measurement. Application and statistically calculated ellipse. In: Igarashi M and Black O, eds. *Vestibular and visual control on posture and locomotor equilibrium*. Karger, Bâle: 1985: 74-9.
- Talairach J and Tournoux P. Co-planar stereotaxic atlas of the human brain: 3-dimensional proportional system: an approach to cerebral imaging. Thieme: 1988.
- Thomas DP and Whitney RJ. Postural movements during normal standing in man. *J Anat* 1959;93: 524-39.
- Thonnard JL, Bragard D, Willems PA, et al. Stability of the braced ankle. A biomechanical investigation. *Am J Sports Med* 1996;24(3): 356-61.
- Thoumie P, Sautreuil P and Faucher M. [Evaluation of physiological properties of ankle braces based on a review of the literature]. *Ann Readapt Med Phys* 2004;47(5): 225-32.
- Tropp H, Ekstrand J and Gillquist J. Stabilometry in functional instability of the ankle and its value in predicting injury. *Med Sci Sports Exerc* 1984;16(1): 64-6.
- Turnbull GI, Charteris J and Wall JC. Deficiencies in standing weight shifts by ambulant hemiplegic subjects. *Arch Phys Med Rehabil* 1996;77(4): 356-62.
- Warren WH. Action mode and laws of control for the visual guidance of action. In: Meijer OG and Roth K, eds. *Complex movement behavior: the motor-action controversy*. Amsterdam, North_Holland: 1988: 339-380.

- Weber JL, Bonneville P, Clot J, et al. Etude de l'empreinte plantaire au baropodomètre: évolution de l'enfant à l'adulte. *Cinésiologie* 1983;22: 128-137.
- Wilkerson GB, Pinerola JJ and Caturano RW. Invertor vs. evertor peak torque and power deficiencies associated with lateral ankle ligament injury. *J Orthop Sports Phys Ther* 1997;26(2): 78-86.
- Winter DA. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait and Posture* 1995;3: 193-214.
- Winter DA, Patla AE and Frank JS. Assessment of balance control in humans. *Med Prog Technol.* 1990;16(1-2): 31-51.
- Winter DA, Patla AE, Prince F, et al. Stiffness control of balance in quiet standing. *J Neurophysiol* 1998;80(3): 1211-21.
- Winter DA, Prince F, Frank JS, et al. Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance. *J Neurophysiol* 1996;75(6): 2334-43.
- Woodworth RS. The accuracy of voluntary movement. *Psychological review* 1899;3(2): 1-114.
- Wykman A and Goldie I. Postural stability after total hip replacement. *Int Orthop* 1989;13(4): 235-238.
- You SH, Granata KP and Bunker LK. Effects of circumferential ankle pressure on ankle proprioception, stiffness, and postural stability: a preliminary investigation. *J Orthop Sports Phys Ther* 2004;34(8): 449-60.
- Zatsiorsky VM and Duarte M. Instant equilibrium point and its migration in standing tasks: rambling and trembling components of the stabilogram. *Motor Control.* 1999;3(1): 28-38.
- Zola E. Germinal. 1885.

Valorisation de la thèse :

Résumé des communications scientifiques

I. Articles publiés, soumis ou en préparation

- => **Genthon N**, Rougier P. *Contribution relative de chacun des appuis dans le contrôle de la station debout non perturbée*. ITBM-RBM. (2003) ; 24 : 238-247.
- => **Genthon N**, Rougier P. *Influence of an asymmetrical body weight distribution on the control of undisturbed upright stance*. Journal of biomechanics. (2005) ;38 :2037-2049.
- => **Genthon N**, Rougier P, Froger J, Péliissier J, Pérennou D. *La posture de l'hémiplégique : un contrôle indépendant des CP plantaires*. Dans Bipédie, contrôle postural et représentation corticale. Actualités en recherche fondamentale, enseignements de la recherche clinique et applications. Eds Lacour M et Weber B. Edition Solal (2005) : 157-168.
- => **Genthon N**, Vuillerme N, Monnet JP, Petit C, Rougier P. *Evaluation de la station assise : Caractéristiques et exemple chez l'hémiplégique*. Dans le livre APE. Eds Lacour M et Weber B. Edition Solal (2006) ; sous presse.
- => **Genthon N**, Rougier P. *Does the capacity to appropriately stabilise trunk movements facilitate the control of upright standing?* Motor Control. (2006) ; Sous presse.
- => Rougier P, **Genthon N**. *Contribution relative de chacun des appuis dans le maintien de la station debout non perturbée chez des patients amputés tibiaux: étude préliminaire*. Kinésithérapie scientifique (2006) ; Sous presse.
- => **Genthon N**, Rougier P, Froger J, Péliissier J, Pérennou D. *Contribution of both lower limbs to upright standing in stroke patients*. Journal of neurology. (Article soumis).
- => **Genthon N**, Rougier P, Froger J, Péliissier J, Pérennou D. *How to quantify the weight-bearing asymmetry by posturography: lateral shift of the centre of pressure or percentage of body weight on each foot ?* Gait and Posture. (Note technique soumise).
- => **Genthon N**, Rougier P, Froger J, Péliissier J, Pérennou D. *Dans quelle mesure les stratégies de contrôle de l'équilibre de sujets asymétriques peuvent elles être expliquées par l'asymétrie de répartition de poids ?* (Article rédigé).
- => **Genthon N**, Vuillerme N, Monnet JP, Petit C, Rougier P. *Biomechanical assessment of the sitting posture maintenance in hemiplegic patients*. (Article rédigé).
- => **Genthon N**, Rougier P, Froger J, Péliissier J, Pérennou D. *Postural performance regulation following stroke : A fractional Brownian motion analysis*. (En préparation).
- => **Genthon N**, Decavel P, Pérennou D, Rougier P. *Analyse des stratégies de contrôle des appuis plantaires: Indépendance ou complémentarité ? Effets biomécaniques sur le maintien postural non perturbé*. Dans le livre APE. Eds Lacour M et Weber B. Edition Solal (En préparation).

II. Résumés publiés

- => **Genthon N**, Rougier P, Froger J, Pélissier J, Pérennou D. *Le contrôle postural chez l'hémiplégique : Influence spécifique du déficit neurophysiologique*. Annales de médecine physique et de réadaptation. (2003) ; 46 (7) : 488-489.
- => **Genthon N**, Rougier P, Decavel P, Pérennou D. *Contrôle postural et hémiplégie : un contrôle désynchronisé des appuis plantaires*. Annales de médecine physique et de réadaptation. (2005) ; 48 (7) : 437-438.
- => **Genthon N**, Rougier P, Froger J, Pélissier J, Pérennou D. *Contribution of both supports in upright stance control following stroke*. Gait and posture. (2005); 21(1) : S107.
- => **Genthon N**, Rougier P, Froger J, Decavel P, Pérennou D. *Upright stance control in hemiparetics: are the two legs independent?* Gait and posture. (2005); 21(1) : S107.
- => Rougier P, **Genthon N**. *Upright undisturbed stance control in amputees*. Gait and posture. (2005); 21(1) : S81-S82.
- => Berger L, **Genthon N**, Rougier P. *Impact of aquatic exercises on the postural stability*. Gait and posture. (2005); 21(1) : S127.

III. Communications orales

- => **Genthon N**, Rougier P, Froger J, Pélissier J, Pérennou D. *Le contrôle postural chez l'hémiplégique : Influence spécifique du déficit neurophysiologique*. Société Française de Médecine Physique et de Réadaptation (SOFMER). Lille, 17 octobre 2003.
- => **Genthon N**, Rougier P, Froger J, Pélissier J, Pérennou D. *La posture de l'hémiplégique : un contrôle indépendant des CP plantaires*. Association posture et équilibre (APE) et de podologie (API). Paris, 24 et 25 janvier 2004.
- => Rougier P, **Genthon N**. *Effets posturaux induits par le feedback visuel*. Journée nationale de kinésithérapie. Association Hautevilloise pour la Recherche en Kinésithérapie (AHREK). Hauteville 17 avril 2004.
- => **Genthon N**, Rougier P, Froger J, Pélissier J, Pérennou D. *Evaluation de postures asymétriques : exemple chez l'hémiplégique*. AHREK. Hauteville 17 avril 2004.
- => **Genthon N**, Vuillerme N, Monnet JP, Petit C, Rougier P. *Evaluation de la station assise : Caractéristiques et exemple chez l'hémiplégique*. APE. Dijon, 10-11 décembre 2004.
- => Froger J, **Genthon N**, Pérennou D, Rougier P, Pélissier J. *Influence des contraintes neurophysiologique et mécanique sur le contrôle postural de l'hémiplégique*. Journées de médecine physique et de réadaptation. Montpellier, Mars 2005.
- => **Genthon N**, Rougier P, Decavel P, Pérennou D. *Contrôle postural et hémiplégie : un contrôle désynchronisé des appuis plantaires*. SOFMER. Dijon. 13-14-15 Octobre 2005.
- => **Genthon N**, Decavel P, Pérennou D, Rougier P. *Analyse des stratégies de contrôle des appuis plantaires: Indépendance ou complémentarité ? Effets biomécaniques sur le maintien postural non perturbé*. APE. Aix les bains, 9-10-11 décembre 2005.
- => **Genthon N**, Bouvat E, Banihachemi, JJ. Bergeau J, Abdellaoui A, Rougier P. *Effets sensoriel et mécanique du port d'une orthèse stabilisatrice sur le contrôle postural : Etude chez des patients victimes d'une entorse du ligament collatéral latéral de la cheville*. Association posture et équilibre (APE). Aix les bains, 9-10-11 décembre 2005.

IV. Communications sous forme de posters

- => **Genthon N**, Rougier P, Froger J, Péliissier J, Pérennou D. *Contribution of both supports in upright stance control following stroke*. International society for postural and gait research (ISPGR). Marseille, 29 mai- 02 juin 2005.
- => **Genthon N**, Rougier P, Froger J, Decavel P, Pérennou D. *Upright stance control in hemiparetics: are the two legs independent?* ISPGR Marseille, 29 mai - 02 juin 2005.
- => Rougier P, **Genthon N**. *Upright undisturbed stance control in amputees*. ISPGR Marseille, 29 mai - 02 juin 2005.
- => Berger L, **Genthon N**, Rougier P. *Impact of aquatic exercises on the postural stability*. ISPGR Marseille, 29 mai - 02 juin 2005.

V. Prix

- => **Prix jeune chercheur** 2004 de l'association posture et équilibre.



UFR Centre interdisciplinaire des sciences de la montagne
Laboratoire de modélisation des activités sportives

THESE

Pour l'obtention du grade de docteur de l'université de Savoie
Discipline : Sciences et techniques des activités physiques et sportives

Présentée et soutenue publiquement le 29 juin 2006

Par

Nicolas GENTHON

**Déficience unilatérale et adaptation de la fonction posturale.
Rôle de chacun des appuis dans le maintien de la station debout.**

ANNEXES

**Articles et résumés écrits en premier auteur,
publiés, sous presse ou soumis**

JURY

Jacques Duysens	PU	Université de Nimègue	Rapporteur
Philippe Thoumie	PUPH	Université P M Curie	Rapporteur
Vincent Nougier	PU	Université J Fourier	Président du jury
Dominic Pérennou	PUPH	Université de Bourgogne	Membre du jury
Patrice Rougier	PU	Université de Savoie	Directeur de thèse
Eric Bouvat	Médecin	CHU Grenoble	Invité

ANNEXE 1 :

Genthon N, Rougier P.

*Contribution relative de chacun des appuis dans le
contrôle de la station debout non perturbée.*

ITBM-RBM. (2003) ; 24 : 238-247.

Article original

Analyse biomécanique de la contribution relative de chacun des appuis dans le contrôle de la station debout non-perturbée

Relative contribution of individual support in the control of undisturbed upright stance

N. Genthon *, P. Rougier

Laboratoire de modélisation des activités sportives, université de Savoie, domaine universitaire de Savoie-Technolac, 73376 Le Bourget du Lac cedex, France

Reçu le 17 octobre 2002 ; reçu en forme révisée le 24 mars 2003 ; accepté le 19 mai 2003

Résumé

Le maintien de la station debout constitue une attitude fondamentale requérant des stratégies sensorimotrices d'une extrême finesse. Jusqu'à aujourd'hui, peu d'analyses sur le contrôle postural ont été entreprises pour expliquer l'intervention de chaque appui dans cette tâche particulière. Dans une perspective d'analyse de postures asymétriques d'origines neurologique (hémiplegie) ou traumatologique (amputation), il est essentiel de construire une nouvelle méthode d'analyse spécifique, ainsi qu'un cadre de référence décrivant l'intervention de chaque appui dans le maintien de la station debout. Huit hommes et 2 femmes volontaires, en bonne santé, âgés de 20 à 42 ans ont participé à cette étude. La consigne était de rester le plus stable possible en station debout. Les mécanismes de contrôle de l'équilibre ont été évalués par la mesure séparée des centres de pression de chaque appui à l'aide de 2 plateformes de force. L'analyse des relations entre les centres de pressions initiaux, le centre de pression résultant et le centre de gravité permet de mettre en évidence que le maintien de la station érigée orthostatique du sujet sain s'effectue par un contrôle simultané et identique des 2 appuis utilisant 2 stratégies spécifiques : une stratégie de hanche et de cheville employées respectivement dans les directions médiolatérale et antéropostérieure. De plus, les différents signaux (centres des pressions élémentaire et résultant) et méthodes d'analyse (fréquentielle, corrélations et intercorrélations) ont pu être comparés. Cette méthodologie pourrait s'avérer particulièrement intéressante pour l'analyse de pathologies sensorimotrices entraînant une asymétrie posturale, nous pensons que le déficit unilatéral retrouvé chez ces patients va être accompagné d'un contrôle dissocié des 2 appuis.

© 2003 Éditions scientifiques et médicales Elsevier SAS. Tous droits réservés.

Abstract

Upright undisturbed stance constitutes a fundamental attitude involving very cunning sensori-motor strategies. Until now, few analyses on postural control have been undertaken to explain the influence of both supports in this particular task. With the aim of analysing asymmetrical postures resulting from neurological (hemiplegia) or traumatic (amputation) origins, a new analysis and a reference framework are proposed, describing the influence of each support in upright stance maintenance. Ten healthy adults (eight men and two women ranging in age from 20 to 42 years) volunteered for this study. The subjects were required to remain as still as possible in upright stance. The control mechanisms for equilibrium maintenance were estimated by separate measures of the elementary and resultant centres of pressure through two force platforms. The analysis of the relationship between the elementary and resultant centres of pressure on the one hand and the centre of gravity on the other hand emphasises that both took place similarly and at the same time in the control of upright undisturbed stance. This control is done through two strategies that come into play at the level of the ankle and/or hip in the medio-lateral and antero-posterior directions, respectively.

Abbreviations : CP_r, centre de pression résultant ; CP_d, centre des pressions du pied droit ; CP_g, centre des pressions du pied gauche ; CG, centre de gravité ; R_d, force verticale appliquée sous le pied droit ; R_g, force verticale appliquée sous le pied gauche ; TRF, transformée rapide de Fourier ; RMS, amplitude moyenne des mouvements ; FPM, fréquence moyenne des mouvements ; CV, coefficient de variation (écart type/moyenne).

* Auteur correspondant.

Adresse e-mail : nicolas.genthon@univ-savoie.fr (N. Genthon).

© 2003 Éditions scientifiques et médicales Elsevier SAS. Tous droits réservés.

doi:10.1016/S1297-9562(03)00058-5

Furthermore, the various trajectories (elementary and resultant centres of pressure, centre of gravity) and analytical methods (frequential, correlations and cross-correlations) are compared. This methodology should be very interesting in the analysis of pathologies inferring postural asymmetry in weight distribution, since one could suppose that asymmetric patients could be characterised by specific control of both supports.

© 2003 Éditions scientifiques et médicales Elsevier SAS. Tous droits réservés.

Mots clés : Équilibre ; Contrôle postural ; Centre des pressions ; Centre de gravité

Keywords: Equilibrium; Weight distribution; Posture control; Centre of pressure; Centre of gravity

1. Introduction

La posture remplit 2 fonctions essentielles [1] : une fonction antigravitaire de stabilisation, et une fonction d'orientation et d'interface avec le monde extérieur pour la perception et l'action. Son analyse est donc un élément essentiel dans la compréhension de l'équilibre.

Généralement, l'évaluation de la posture se fait à l'aide d'une seule plateforme de force, qui permet de mesurer les positions successives du centre des pressions (CP). Le CP est le barycentre des forces de réaction exercées par le sujet pour maintenir son équilibre. On peut considérer que c'est la performance brute du système neuromusculaire. Dans la station debout non-perturbée, le corps humain peut être assimilé à un système rigide articulé autour de l'axe des chevilles ; c'est le modèle du pendule inversé [2]. Les positions moyennes du CP sont alors nécessairement confondues avec les positions moyennes du centre de gravité (CG), barycentre des masses segmentaires. Les mouvements du CG permettent de caractériser les mouvements du corps et par suite la performance nette des sujets [3–4].

Sur la base de ce modèle, Brenière [5] a proposé une relation utilisant la mécanique newtonienne et les forces extérieures appliquées au corps humain, pour calculer les mouvements du CG à partir des trajectoires du CP. Cette relation permet d'exprimer l'amplitude relative des variations de position du CG et du CP en fonction de la fréquence d'oscillation des sujets.

Généralement, l'étude des mécanismes de contrôle de la posture s'effectue par l'analyse des mouvements du CP et du CG. Pour cela, des paramètres classiques (vitesse de mouvement et surface de l'ellipse [6]) et fréquentiels [7–8] sont couramment utilisés. Les premiers permettent de déterminer de façon générale les caractéristiques spatiales des trajectoires en renseignant sur le chemin parcouru et sur la surface couverte. Ils ne permettent donc pas de différencier les amplitudes des mouvements en fonction des directions des déplacements. Une façon de s'affranchir de ce problème peut être de recourir à une analyse fréquentielle grâce à une transformée de Fourier. La caractérisation des spectres s'effectue alors à partir de divers paramètres [9] : la RMS (*root mean square*) et la FPM (fréquence moyenne). La RMS, représentative de l'énergie totale du spectre, permet d'apprécier l'amplitude moyenne des oscillations indépendamment des fréquences. La FPM, fréquence moyenne des oscilla-

tions, permet de mettre en évidence des modifications au niveau de la distribution fréquentielle des amplitudes.

D'un point de vue biomécanique, l'équilibre est contrôlé dans le plan frontal à partir des mouvements des hanches et des chevilles, alors qu'il l'est dans le plan sagittal par des mouvements des chevilles et du tronc [10–12]. Le contrôle de l'équilibre s'effectue donc par 4 articulations importantes issues des 2 appuis, ainsi que par l'inclinaison du tronc. Dans la plupart des cas, les contributions de chaque appui dans le contrôle de l'équilibre étant approximativement les mêmes [2], l'analyse globale des déplacements du CP par une seule plateforme de force s'avère suffisante. Les stratégies d'équilibre du corps sont ainsi évaluées sans prendre en compte l'intervention de chaque appui. En revanche, ce type de mesure peut s'avérer insuffisant pour étudier le contrôle postural de sujets distribuant leur poids de corps de façon asymétrique (hémiplégie, endo- et exoprothèses, ...).

Dans cette perspective, il semble essentiel de développer une méthode permettant de prendre en compte l'intervention de chaque appui dans le contrôle de l'équilibre. Winter [2] a certes expliqué la relation entre les positions des centres de pression de chaque appui et la position du CP résultant mais sans proposer de paramètres significatifs permettant d'en caractériser le contrôle.

Ce travail va donc avoir pour objectif de développer une méthode d'évaluation des mécanismes d'équilibration prenant en compte l'intervention séparée de chaque appui. Cette méthode sera appliquée chez des sujets sains afin d'établir un cadre de référence sur l'intervention de chaque appui dans le contrôle de l'équilibre. Enfin, il s'agira de cerner la pertinence et le degré de signification des différentes trajectoires (CP, CG et CP élémentaires) et méthodes d'analyse (classiques et fréquentielles).

2. Matériels et méthodes

2.1. Les sujets

Dix sujets ont participé à cette expérimentation. Tous sont des adultes ne présentant pas de déficit neurologique. Ce groupe est constitué de volontaires (8 hommes et 2 femmes) âgés de 20 à 42 ans (moyenne : 25 ans \pm 6 mois, taille : 175,3 \pm 5,36 cm ; poids : 66,2 \pm 9,91 kg).

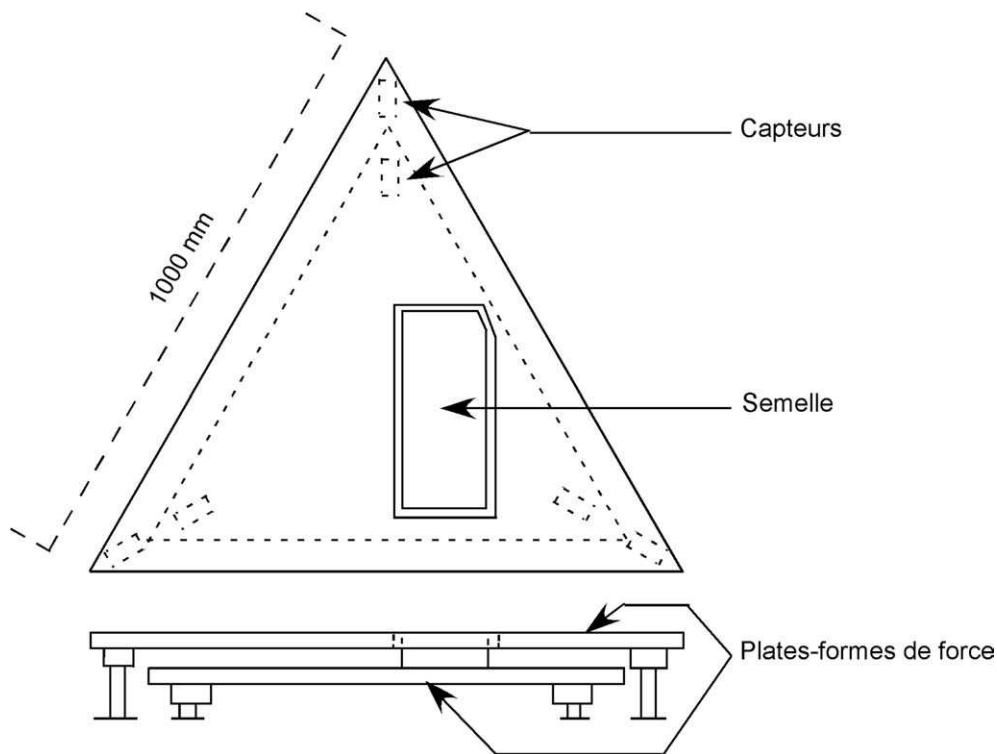


Fig. 1. Représentation simplifiée des vues latérale et de dessus du dispositif expérimental double plateforme de force. (Nota : pour simplifier la lecture, les épaisseurs des plateformes ne sont pas à l'échelle).

2.2. Dispositif expérimental

Les sujets ont été testés sur un système composé de 2 plateformes de force triangulaires disposées l'une au-dessus de l'autre. Chaque plateforme est composée d'une plaque en dural suffisamment épaisse pour être considérée comme indéformable. La plateforme supérieure (taille : $1000 \times 1000 \times 1000$ mm, épaisseur : 15 mm) recouvre totalement la plateforme inférieure, plus petite (taille : $800 \times 800 \times 800$ mm, épaisseur : 10 mm). La plateforme de force supérieure possède une fenêtre dans laquelle vient s'insérer une semelle reposant sur la plateforme inférieure (Fig. 1).

Chaque plateforme est montée sur 3 capteurs dynamométriques mono-axiaux (étendue de mesure 0–50 daN) disposés verticalement. Les signaux analogiques issus de ces capteurs sont ensuite amplifiés, digitalisés par une carte d'acquisition 12 bits puis enregistrés sur un ordinateur.

Ce dispositif présente la particularité de permettre l'enregistrement séparé des mouvements des centres de pression (droit et gauche) sous chaque appui lors du maintien de la station debout. Pour cela, les sujets sont installés avec un pied sur chaque plateforme.

2.3. Protocole expérimental

La position des pieds a été standardisée (talons écartés de 3 cm, angle de 20° entre les pieds). Les sujets avaient pour consigne de bouger le moins possible dans une position debout les bras relâchés le long du corps et de distribuer leur poids équitablement sur chacun des appuis.

Six essais de 32 s (fréquence d'échantillonnage : 64 Hz) les yeux ouverts étaient enregistrés. Le repos entre les essais était de 1 min.

2.4. Méthodes

2.4.1. Trajectoires des centres des pressions

Les mouvements des CP sous chaque appui sont calculés puis, comme il est illustré sur la Fig. 2, sont décomposés sur les directions médiolatérale (ML) et antéropostérieure (AP). Les mouvements du centre de pression résultant (CP_r) sont eux calculés à partir des déplacements des centres de pressions droit (CP_d) et gauche (CP_g) à partir de la relation suivante [2] :

$$CP_r = CP_d * R_d / (R_d + R_g) + CP_g * R_g / (R_d + R_g) \quad (1)$$

où R_d et R_g sont les forces verticales appliquées sous les pieds droit et gauche.

Dans une situation de maintien de la position debout, la somme des forces verticales est égale au poids de l'individu. La variable R (g ou d)/($R_d + R_g$) correspond à l'indice d'intervention de la force verticale droite ou gauche, soit à peu près 0,5 dans une situation de position debout orthostatique pour un sujet normal.

2.4.2. Estimation des mouvements horizontaux du CG

Dans ce but, une relation fréquentielle entre les mouvements de CG_h (projection au sol du CG) et CP_r , qui se déplacent nécessairement en phase, a été utilisée [5]. Cette relation définit un rapport d'amplitude entre les mouvements

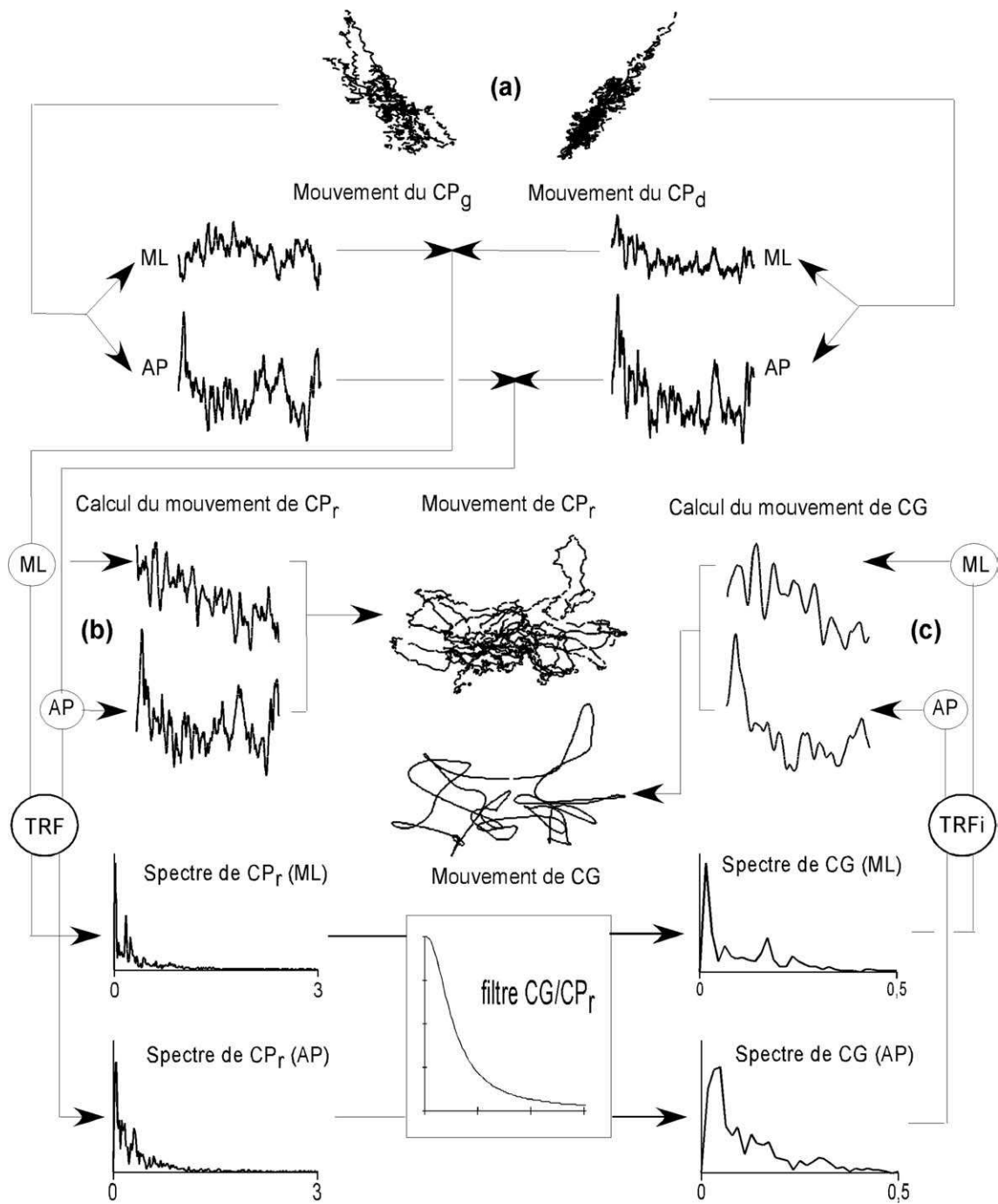


Fig. 2. Méthodes de calcul et de traitement des données : le traitement des données s'effectue en 3 étapes majeures :

a. acquisition des mouvements des CP sous chaque appui ;

b. calcul des mouvements du CP_r ;

c. calcul des mouvements du CG.

L'utilisation du filtre CP_r/CG_h requiert au préalable de convertir le mouvement dans le domaine fréquentiel, pour cela une transformée rapide de Fourier est utilisée.

de CG_h et CP_r en fonction de la fréquence des mouvements. L'allure de ce rapport l'assimile à un filtre passe-bas. (Fig. 2)

$$CG_h/CP_r = \Omega_0^2 / (\Omega_0^2 + \Omega^2)$$

Où $\Omega_0 = mgh/(Ig + mh^2)^{1/2}$ correspond à la fréquence naturelle du corps, c'est-à-dire la pulsation propre définie par les données anthropométriques du sujet et l'accélération gravitaire (m : masse totale du corps, g : accélération de la pesanteur, h : hauteur du CG par rapport au sol (calculée sur la base de tables anthropométriques), Ig : moment d'inertie du CG par rapport à l'axe de la cheville (fonction de la taille et de la masse du sujet).

et $\Omega = 2\pi f$ correspond à la pulsation

Le principe consiste alors à multiplier les valeurs du spectre de fréquence du CP_r par le filtre CG_h/CP_r , afin de déter-

miner le spectre du CG_h . À partir de ce dernier, par une transformée de Fourier inverse, on calcul les mouvements du CG_h dans le domaine temporel.

2.4.3. Paramètres utilisés

Pour analyser les relations entre les mouvements résultants (CP_r et CG) et élémentaires (CP_d et CP_g), les coefficients de corrélations entre les déplacements de ces différentes trajectoires ont été calculés selon les directions ML et AP. Des valeurs de coefficients de corrélations proches de 0 signifieraient que les mouvements s'effectuent indépendamment les uns des autres. À l'inverse, des valeurs proches de 1 ou de -1 signifieraient respectivement que les mouvements se font en phase ou en opposition de phase.

Les mouvements des CP droit et gauche pouvant a priori être corrélés sans être synchronisés, un possible décalage temporel entre ces mouvements a été recherché grâce à un outil statistique particulier : l'intercorrrelation. Cette méthode, par la mesure de la variable τ , permet de calculer le retard temporel d'une trajectoire par rapport à une autre d'après la formule suivante [13] :

$$C(\tau) = 1/T \int_{\tau}^T I_1(t) I_2(t - \tau) dt$$

où I_1 et I_2 correspondent aux valeurs respectives des 2 variables à analyser mesurées durant un temps total T .

Pour représenter les caractéristiques spatiales des déplacements du CP_r , CG , CP_d et CP_g , les paramètres classiques ont été calculés (surface de l'ellipse [6], vitesse moyenne du mouvement).

Les caractéristiques temporelles de ces différents mouvements ont été appréciées par l'intermédiaire d'une analyse fréquentielle. Les déplacements du CP_r dans les 2 directions ont fait l'objet d'une transformée rapide de Fourier (TRF). Les spectres ont ensuite été représentés sur la base des modules des complexes en fonction des différentes fréquences des mouvements puis caractérisés au moyen de divers paramètres [9] : la *root mean square* (RMS) et la fréquence de la puissance moyenne (FPM).

- La RMS, représentative de l'énergie totale du spectre, permet de quantifier les amplitudes moyennes des oscillations indépendamment de la fréquence. Elle représente les caractéristiques spatiales de la trajectoire et est calculée à partir de la relation suivante.

$$RMS = \left(2 \sum_{i=j}^{i=k} A_i \right)^{1/2}$$

où i représente chaque classe de fréquence, j et k les bornes inférieure et supérieure de la bande de fréquences choisie; A_i l'amplitude de chaque classe.

- La FPM est la fréquence moyenne du spectre. Elle permet d'étudier la distribution fréquentielle des amplitudes et par suite le temps nécessaire au mouvement analysé pour revenir dans une position identique.

$$FPM = \sum_{i=j}^{i=k} (S_i \times A_i) / \sum_{i=j}^{i=k} A_i$$

où S_i est la fréquence centrale de chaque classe.

Dans l'objectif de cerner des comportements caractéristiques au sein d'une population, les coefficients de variations (CV) ont été calculés.

Les valeurs des différents paramètres (longueur, surface de l'ellipse, RMS, FPM) mesurés pour chacun des mouvements (CP_r , CG_h , CP_d et CP_g) ont été comparées à l'aide d'un test statistique non paramétrique pour échantillons appariés fondé sur les rangs : le T de Wilcoxon, le premier seuil de signification étant fixé à $p < 0,05$.

3. Résultats

Comme les consignes données aux sujets le précisaient, une équi-répartition des forces verticales sur les appuis a bien été observée chez l'ensemble des sujets ($51,35 \pm 3,65$ % du poids de corps étant appliqué sur le pied droit).

3.1. Le contrôle des appuis : étude de la cohérence des réactions

La Fig. 3 montre l'existence d'un lien entre les trajectoires de CP_d et de CP_g . Une relation linéaire positive lie la vitesse de mouvement de CP_d avec celle du CP_g ($r = 0,69$; $p < 0,05$). À l'inverse, il n'existe pas de relation entre les surfaces de l'ellipse du CP_g et du CP_d ($r = 0,29$; $p > 0,05$).

Ce lien est fortement marqué dans la direction AP, puisque les mouvements du CP_d et du CP_g s'y effectuent en phase ($r = 0,69$; $p < 0,05$) (Fig. 4). De plus, il existe une relation linéaire entre les RMS de ces 2 mouvements ($r = 0,82$; $p < 0,02$). Néanmoins, dans la direction ML, les mouvements

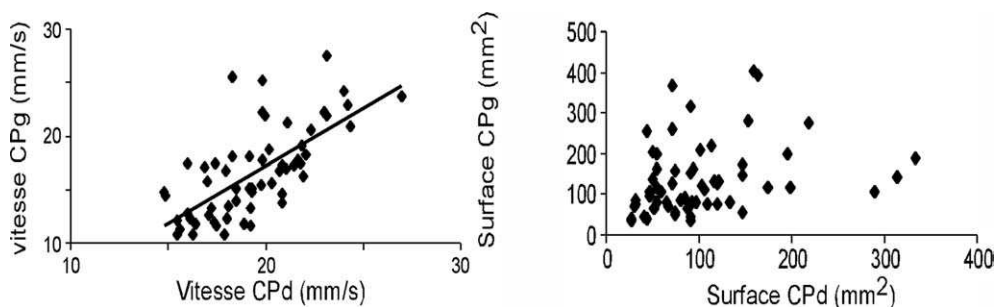


Fig. 3. Évolution des paramètres classiques de surface (partie droite) et de vitesse moyenne (partie gauche) du mouvement du CP_g en fonction du CP_d . Noter la présence d'une relation linéaire significative entre les vitesses de CP_g et de CP_d .

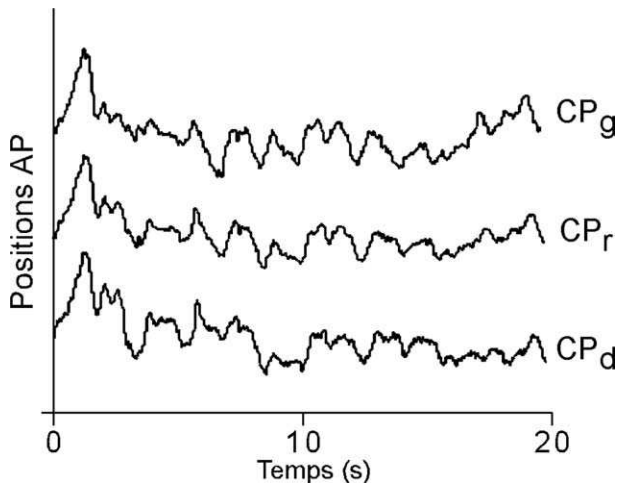


Fig. 4. Exemple caractéristique dans la direction AP du changement dynamique de la position du CP_d, du CP_g et du CP_r, exprimés en mm, durant les 20 premières secondes d'un enregistrement. Les 3 mouvements s'effectuent en phase avec une légère variabilité.

de CP_d et de CP_g sont corrélés négativement ($r = -0,45$; $p < 0,05$).

De plus, dans les 2 directions, le lien entre les mouvements du CP_d et du CP_g peut être considéré comme optimal. L'analyse par la méthode des intercorrélations (Fig. 5) montre en effet que le niveau maximal de corrélation intervient chez tous les sujets pour un décalage temporel négligeable (ML : $\tau = 0,014 \pm 0,04$ s ; AP : $\tau = 0,018 \pm 0,01$ s).

En revanche, dans les 2 directions, on n'observe pas de différence significative entre les valeurs de la FPM de CP_g et CP_d ($p > 0,05$) (Fig. 6).

3.2. Le contrôle du CP_r et du CG : détermination de l'influence de chaque appui

3.2.1. Analyse globale : les paramètres classiques

De manière générale, les résultats montrent que les déplacements du CP_d et du CP_g ont une influence sur les mouvements de CP_r. Comme le montre la Fig. 7, il y a une relation

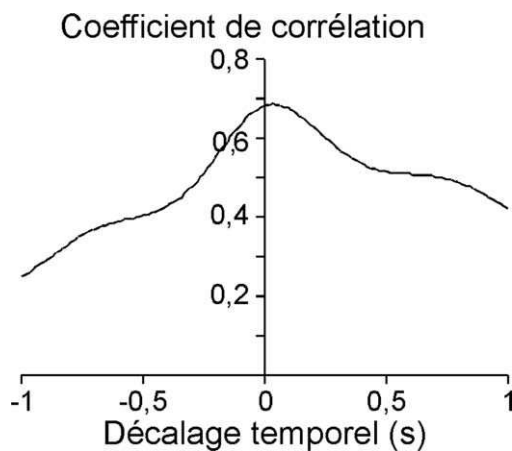


Fig. 5. Courbe caractéristique d'une fonction d'intercorrélation : la valeur de corrélation évolue en fonction du décalage temporel. On observe une corrélation maximale pour un décalage temporel nul.

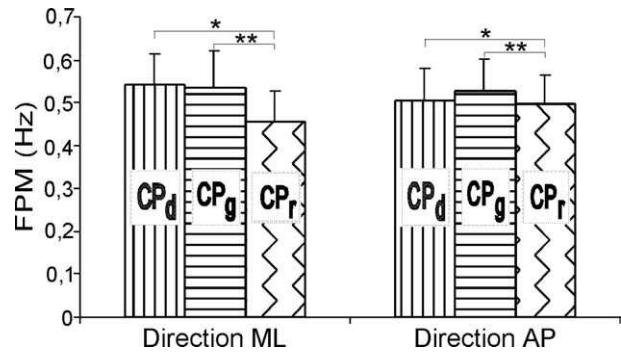


Fig. 6. Valeurs des FPM pour les trajectoires du CP_d, CP_g et CP_r dans les directions ML (partie de gauche) et AP (partie de droite).

Les différences significatives sont notées ainsi sur le graphique :

* $p < 0,05$ et ** $p < 0,01$.

linéaire positive entre les longueurs des trajectoires de CP_r avec celles de CP_d ($r = 0,83$; $p < 0,02$) et de CP_g ($r = 0,94$; $p < 0,02$). Le même type de lien existe entre les surfaces des ellipses couvertes par le CP_r et le CP_d ($r = 0,65$; $p < 0,02$) d'une part et le CP_g ($r = 0,72$; $p < 0,02$) d'autre part.

À l'inverse, les résultats montrent que l'influence des mouvements du CP_d et du CP_g se différencie en fonction de la direction des déplacements.

3.2.2. Analyse dans la direction ML

Globalement, les résultats montrent que les déplacements du CP_r dans la direction ML ne sont pas liés aux déplacements des CP élémentaires. Cette affirmation est mise en évidence par 2 résultats. Tout d'abord, les déplacements du CP_r ne s'effectuent pas en phase avec ceux de CP_d et CP_g ($r_{CP_r/CP_d} = 0,3 \pm 0,14$; $p > 0,05$, $r_{CP_r/CP_g} = 0,42 \pm 0,23$; $p > 0,05$). Il n'existe pas de différence significative entre les valeurs des coefficients de corrélation r_{CP_r/CP_d} et r_{CP_r/CP_g} ($T = 18$, $p < 0,05$). Ensuite, l'analyse fréquentielle montre qu'il n'existe pas de rapport fixe ni de relation linéaire entre les RMS du CP_d et du CP_r (respectivement CV = 45,35 % et $r = 0,37$; $p > 0,05$) et entre les RMS du CP_g et du CP_r (respectivement CV = 87,55 % et $r = 0,15$; $p > 0,05$) (Fig. 8).

En revanche, la Fig. 9 met en avant que dans la direction ML, les déplacements du CP_r évoluent en phase avec les valeurs des forces verticales appliquées sous le pied droit ($r = 0,97 \pm 0,03$; $p < 0,05$) et en opposition de phase avec les valeurs des forces verticales appliquées sous le pied gauche ($r = -0,97 \pm 0,03$; $p < 0,05$).

Concernant le contrôle du CG par le CP_d et le CP_g, on observe le même type de résultats mais avec des valeurs de coefficients moins importantes ($r_{CG/CP_d} = 0,27 \pm 0,16$; $p > 0,05$, $r_{CG/CP_g} = 0,38 \pm 0,23$; $p > 0,05$ et $r_{CG/\%} = 0,95 \pm 0,02$; $p < 0,05$).

De plus, la Fig. 6 montre qu'il existe des différences significatives entre les valeurs de la FPM du CP_r avec celles du CP_d et du CP_g (respectivement $T = 6$, $p < 0,05$ et $T = 0$, $p < 0,01$).

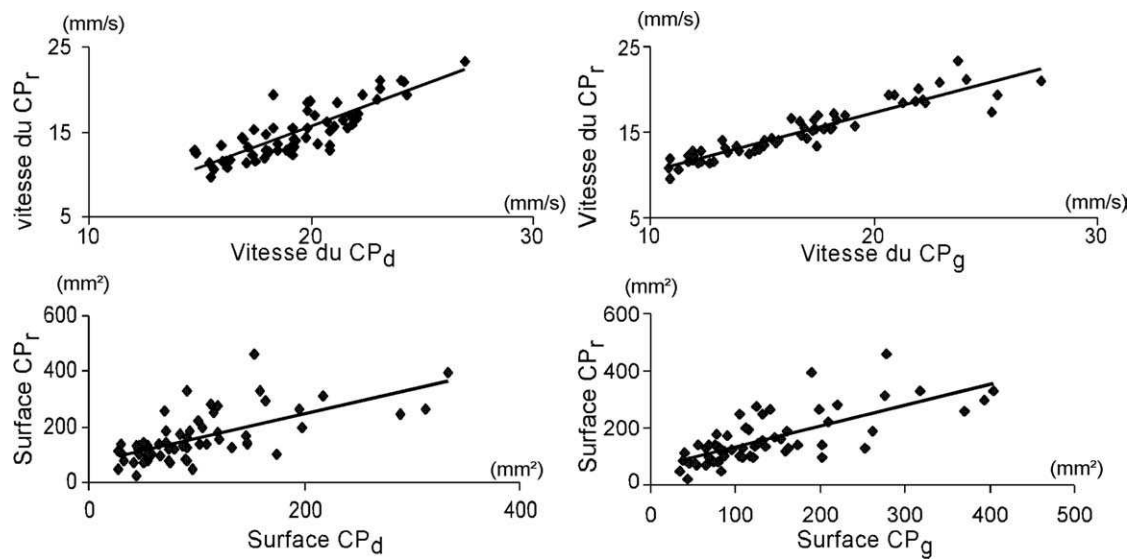


Fig. 7. Relations entre les vitesses de CP_r et de CP_d (en haut à gauche) et de CP_g (en haut à droite) et entre les surfaces de CP_r et de CP_d (en bas à gauche) et de CP_g (en bas à droite). La présence d'une droite de régression linéaire dénote l'existence d'une relation linéaire significative.

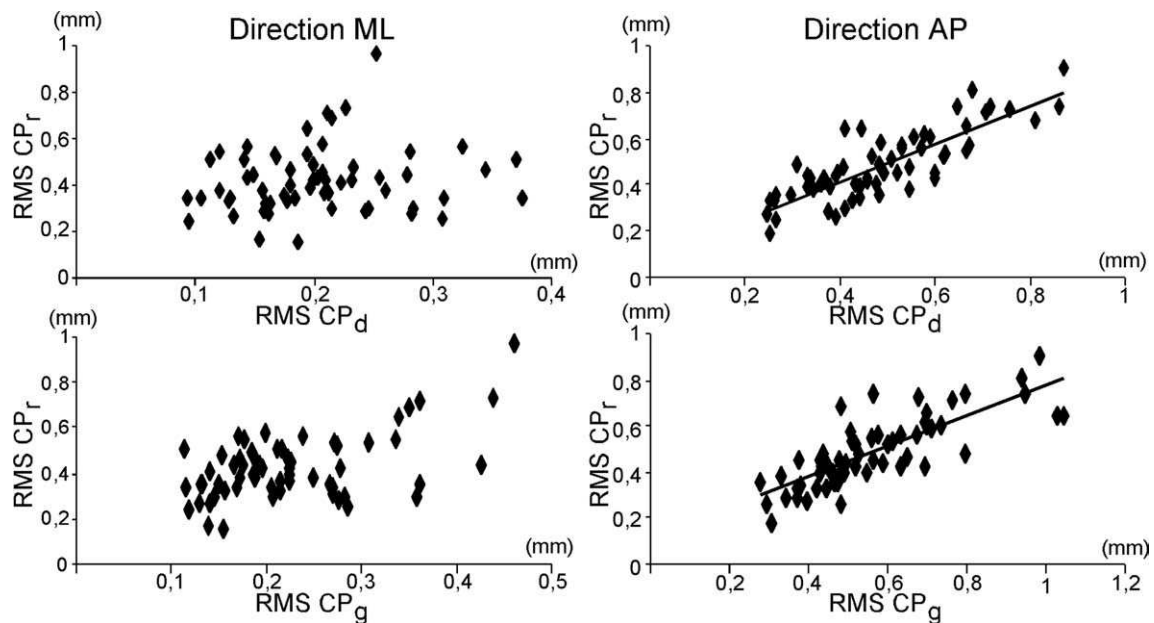


Fig. 8. Valeurs de la RMS du CP_r en fonction de celles du CP_d et du CP_g , dans les directions ML et AP. La direction ML se caractérise par une absence de lien (partie gauche). À l'inverse, des droites de régression linéaire sont représentées pour la direction AP, signifiant qu'il existe une relation linéaire entre les variables (partie droite).

3.2.3. Analyse dans la direction AP

Les résultats montrent un lien important entre les mouvements du CP_r , du CP_d et du CP_g . Ce lien s'observe au travers de l'analyse fréquentielle qui met en avant une relation linéaire positive entre les RMS du CP_r et du CP_d d'une part ($r = 0,83$; $p < 0,02$) et du CP_g d'autre part ($r = 0,8$; $p < 0,02$) (Fig. 8). Ce lien est confirmé par le calcul des coefficients de corrélations, mettant en avant une évolution en phase des

mouvements du CP_r avec les mouvements du CP_d et du CP_g (Fig. 4) ($r_{CP_r/CP_d} = 0,91 \pm 0,04$; $p < 0,02$, $r_{CP_r/CP_g} = 0,91 \pm 0,06$; $p < 0,02$). Il n'existe pas de différence significative entre les valeurs des coefficients de corrélation r_{CP_r/CP_d} et r_{CP_r/CP_g} ($T = 18$, $p < 0,05$). Par contre, il n'existe pas dans cette direction AP de relation entre les déplacements du CP_r et l'évolution des forces verticales appliquées sur le pied droit (respectivement $r = -0,06 \pm 0,08$; $p > 0,05$ et $r = -0,05 \pm 0,10$; $p > 0,05$).

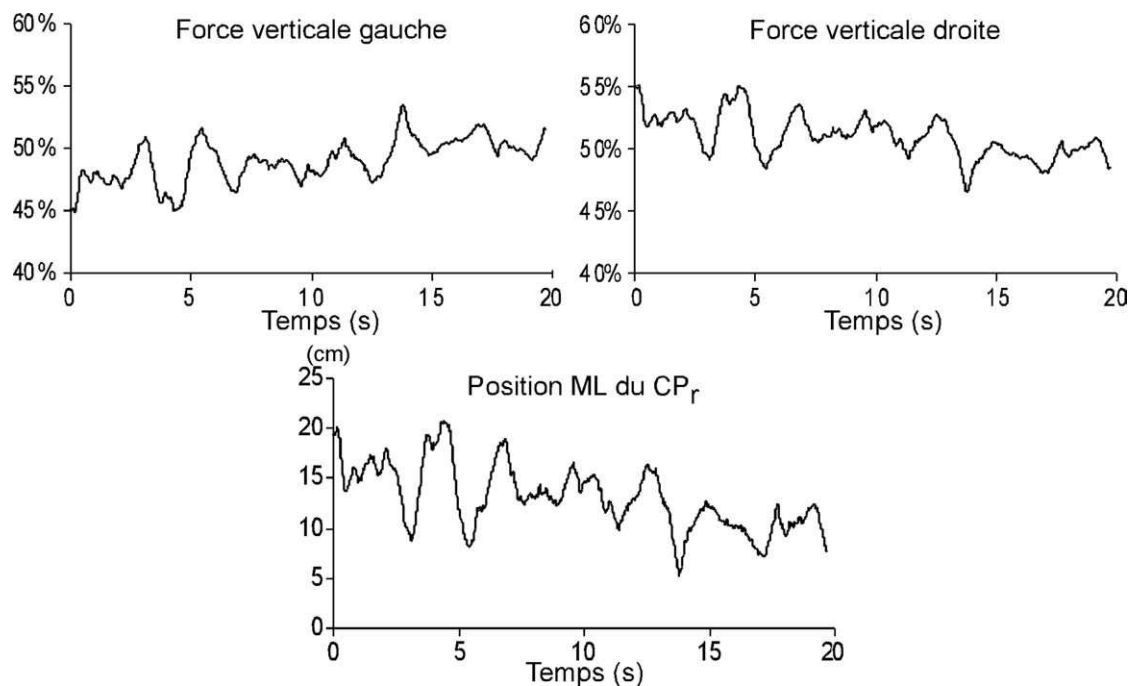


Fig. 9. Partie haute : exemple de relation intervenant entre les changements dynamiques des forces verticales appliquées sous les pieds droit et gauche exprimés en pourcentage du poids de corps durant une séquence de 20 s. On note que les 2 signaux évoluent totalement en opposition de phase. Partie basse : déplacements médiolatéraux du CP_r pendant cette même période : on note qu'ils s'effectuent en phase avec la force verticale appliquée sous le pied droit et en opposition de phase avec celle sous le pied gauche.

En complément, la Fig. 6 montre qu'il existe des différences significatives entre les valeurs de la FPM du CP_r avec celles du CP_d , et du CP_g (respectivement $T = 7,5$; $p < 0,05$ et $T = 0$, $p < 0,01$).

Concernant le lien entre les déplacements du CG avec les CP élémentaires, on observe de nouveau le même type de relations que celles obtenues avec le CP_r , mais avec des seuils de signification inférieurs. Il existe des relations linéaires positives entre les RMS des CP initiaux et le CG ($r_{CG/CPd} = 0,77$; $p < 0,02$ et $r_{CG/CPg} = 0,79$; $p < 0,02$). De même les coefficients de corrélations entre les mouvements de CG et des CP élémentaires s'effectuent en phase ($r_{CG/CPd} = 0,86 \pm 0,05$; $p < 0,05$, $r_{CG/CPg} = 0,87 \pm 0,06$; $p < 0,05$).

4. Discussion

Les résultats de cette analyse sont en accord avec les études déjà menées dans ce domaine [2–10,11]. En permettant de cibler l'intervention de chaque appui dans le contrôle de l'équilibre, ils mettent en évidence les différentes variables et méthodes d'analyses utilisables dans l'application de cette méthodologie.

4.1. Le contrôle des appuis : étude de la cohérence des réactions

Le lien entre les appuis se différencie en fonction de la direction des déplacements. Dans la direction AP, on observe

un lien positif entre les mouvements du CP_d et du CP_g , alors qu'il est négatif dans la direction ML. La trajectoire du CP représentant les points d'applications des forces de réaction du support et donc des forces développées par l'individu, nous pouvons donc supposer la présence d'un lien dans le contrôle neuro-musculaire des 2 appuis. De plus, l'analyse par la méthode des intercorrélations montre que ce lien est maximal pour un décalage temporel négligeable. Lors du maintien de la station debout, le contrôle des mêmes groupes musculaires appartenant à chacun des appuis se fait donc de manière identique et simultanée. On peut donc supposer, chez des sujets en bonne santé, que le contrôle des 2 appuis se fait depuis une commande centrale unique.

4.2. Le contrôle du CP_r et du CG : détermination de l'influence de chaque appui

Le calcul des paramètres classiques (surface et vitesse moyenne) permet de mettre en évidence un lien certain entre les trajectoires du CP_d , CP_g , CP_r et CG. Ce lien est précisé par le calcul des corrélations entre les différents déplacements et par l'analyse de la relation entre les RMS. En accord avec des travaux antérieurs [10,11], on observe une différenciation des stratégies de contrôle des mouvements du CP_r en fonction de la direction des déplacements.

Dans la direction ML, l'absence de corrélation significative entre les mouvements du CP_r et des CP initiaux d'une part, et des RMS de ces différents déplacements d'autre part, montre que le contrôle des mouvements du CP_r ne se fait pas

depuis le contrôle des mouvements des CP initiaux. En revanche, les mouvements du CP_r sont fortement corrélés avec l'évolution des valeurs des forces verticales appliquées sous les appuis, correspondant à l'évolution de la répartition du poids de corps sur les appuis. On sait aujourd'hui, que la répartition du poids de corps sur les 2 appuis est placée majoritairement sous le contrôle d'un mécanisme de chargement/déchargement de la hanche. En accord avec les travaux de Winter [10,11], on peut donc déduire que les mouvements du CP_r sont sous le contrôle, dans la direction ML, d'un mécanisme de chargement/déchargement de la hanche, mettant en action les muscles adducteurs et abducteurs entourant cette articulation.

À l'inverse, dans la direction AP, on observe un comportement totalement opposé : les mouvements du CP_r sont fortement corrélés aux mouvements des CP élémentaires, avec aucune différence significative entre ces coefficients de corrélations. De plus, des travaux antérieurs ont montré que les mouvements de corps dans la direction AP sont placés sous le contrôle des mouvements du tronc et des chevilles [10,12]. Le contrôle de l'équilibre dans la direction AP se fait donc au niveau des appuis par un contrôle des 2 chevilles (fléchisseurs et extenseurs plantaires) simultanément et identique.

Au travers de cette méthode d'analyse, on observe donc que le maintien de la station debout est assujéti à 2 mécanismes de contrôle des appuis plantaires distincts. Un mécanisme mobilisant les chevilles, gérant les déplacements du CP_d et du CP_g , et un mécanisme utilisant la hanche. Ce dernier a pour effet de contrôler les mouvements du CP_r mais conditionne aussi l'influence des déplacements des CP élémentaires sur les mouvements du CP_r . Dans une condition d'équi-répartition des appuis, les déplacements du CP_r présentent la particularité de correspondre à la moyenne des mouvements des CP initiaux.

$$CP_r = (CP_d * 0,5) + (CP_g * 0,5) \quad (2)$$

Inversement, si le poids n'est pas équitablement réparti, la contribution de chacun des appuis aux mouvements de CP_r , est alors modifiée (cf. Équation 1).

4.3. Étude et critique de la méthode d'analyse

4.3.1. Choix des mouvements

Quatre mouvements (élémentaires ou résultants) ont été utilisés dans cette étude : le CG, le CP_r , le CP_d , et le CP_g . Afin d'apprécier l'intervention de chaque appui dans le maintien de la posture, il peut être intéressant de conserver les 2 paramètres initiaux (CP_d et CP_g). Nous possédons alors des paramètres caractérisant les actions investies pour le contrôle de chaque appui. De plus, l'analyse utilisant la décomposition des mouvements du CP_r et du CG en 2 directions principales (AP et ML) ne peut être contournée car l'équilibre debout est géré par des groupes musculaires spécifiques en fonction de la direction des oscillations [10,11]. La décomposition selon deux directions met donc en évidence l'intervention spécifique des principaux groupes musculaires des membres inférieurs (abducteurs/adducteurs de la hanche et fléchisseurs/extenseurs de la cheville).

En revanche, les analyses établissant d'éventuels liens entre les trajectoires des CP initiaux et celles de CP_r ou de CG montrent des résultats similaires et redondants chez le sujet sain. Le seul élément différenciant ces résultats est une baisse des coefficients de corrélation avec le CG. Ce résultat s'explique largement par leurs définitions : le CG est le produit net du système de contrôle de la posture alors que le CP_r n'en est que le produit brut [2]. Les mouvements du CG sont placés sous le contrôle du CP_r et évoluent nécessairement en phase [5]. De ce fait, des analyses de la comparaison des déplacements du CP_r ou du CG avec les déplacements des CP initiaux donnent des résultats proches. Ils apparaissent atténués pour le CG du fait de l'influence d'une inertie importante du corps humain dans cette position. L'utilisation unique du CP peut donc apparaître suffisante pour mener ce type d'analyse. En revanche, Brenière et al. [14] ont montré qu'en fonction de la fréquence d'oscillation du CP, des effets spécifiques sur le CG étaient observés. Les patients hémiplegiques se caractérisent par des fréquences d'oscillations du CP supérieures à celles des sujets sains [15], des effets spécifiques sur le CG devraient donc pouvoir être observés chez cette population pathologique.

4.3.2. Choix des méthodes d'analyse

Cette analyse a utilisé différentes méthodes fondées sur des paramètres classiques et fréquentiels ainsi que sur des corrélations et intercorrélations entre les différents mouvements.

Les analyses fréquentielles et classiques apportent des renseignements complémentaires. L'analyse classique permet de prendre en compte les caractéristiques spatiales des différentes trajectoires. De plus, un des ses inconvénients majeurs est d'être fortement influencée par les conditions d'enregistrement (durée, fréquence). Elle peut donc poser des problèmes de comparaisons de résultats si différentes expérimentations sont effectuées dans des conditions temporelles et spatiales légèrement différentes, du fait de capacités différentes des sujets à se tenir debout de façon prolongée. En complément, l'analyse spectrale a l'avantage d'exprimer les caractéristiques spatiales du déplacement en fonction de la direction (utilisation de la RMS) et apporte des renseignements complémentaires sur la période moyenne nécessaire à la variable analysée pour revenir de façon régulière dans une position identique (FPM). Du fait, de la variabilité des capacités motrices des sujets hémiplegiques, et du manque de discrimination de l'analyse classique, il ressort de cette étude que l'utilisation de paramètres fréquentiels pour l'analyse de postures asymétriques peut présenter davantage d'intérêts.

4.3.3. Intérêts de cette méthode pour l'étude de sujets pathologiques

L'étude de certains paramètres n'a pas montré de résultats marquants chez des sujets sains. Cependant, nous pensons que leur analyse peut s'avérer intéressante pour l'étude de sujets pathologiques.

- L'analyse par la méthode des corrélations permet de caractériser les relations entre les différents mouve-

ments. Elle apporte donc des renseignements complémentaires aux 2 analyses classiques et fréquentielles. Précisément, elle permet de quantifier l'influence de chacun des CP élémentaires sur les déplacements du CP_r. Chez le sujet normal, aucune différence significative dans l'influence de chaque appui sur les mouvements du CP n'a pu être observée. Néanmoins, du fait de leur déficit unilatéral, les patients hémiplegiques ou amputés s'appuient majoritairement sur l'appui sain [16–19]. Nous pouvons donc émettre l'hypothèse que ce changement de répartition des masses sur les appuis puisse être accompagné d'une stratégie négligeant l'appui déficient afin de limiter la dégradation posturale. Nous supposons donc qu'il existe un lien réduit entre la trajectoire du CP_r et du CP élémentaire de l'appui déchargé au bénéfice de l'appui sain, surchargé.

- De la même façon, si la méthode des intercorrélations n'a pas apporté chez le sujet sain de résultats très marquants, cela peut s'expliquer par le fait que le contrôle des 2 membres inférieurs est, dans des conditions normales, simultané et identique. En revanche, le patient hémiplegique se caractérise par un déficit au niveau de la commande centrale. Il est donc possible de supposer l'existence de différences temporelles dans l'organisation des 2 appuis de l'hémiplegique. La méthode des intercorrélations, préalablement utilisée dans l'analyse de la posture pour comprendre les stratégies sensorimotrices utilisées par les sujets [20], pourrait donc révéler un décalage temporel significatif entre les mouvements des 2 appuis.

5. Conclusion

Cette étude a permis de montrer que le contrôle des appuis du sujet sain s'effectue de manière simultanée et identique. Les mouvements des CP initiaux ont alors des influences similaires sur les mouvements du CP_r, influences qui sont spécifiques à la direction des oscillations. La prise en compte des 2 appuis dans l'analyse de la station érigée du sujet sain n'est donc pas utile. En revanche, dans le cas de pathologies entraînant une asymétrie corporelle (hémiplegies, endo-, exoprothèses...), des différences majeures dans le fonctionnement des 2 appuis devraient pouvoir être observées. Grâce à une mesure non-invasive, ce type d'outil va permettre d'évaluer séparément les interventions des appuis lésé et sain dans le maintien de la station érigée, que ce soit au cours d'une phase d'évaluation ou dans un but de suivi de rééducation. Cette méthode sera à comparer aux évaluations déjà existantes pour mesurer l'impact de ces nouvelles connaissances sur les modalités de prises en charge des patients.

Enfin, il ressort de cette étude que l'utilisation des paramètres classiques n'est pas déterminante pour interpréter correctement les mécanismes de contrôle de la station debout

non-perturbée. Diverses perspectives s'offrent pour affiner cette méthode d'analyse originale. En particulier, la prise en compte de la différence CP-CG [9] et l'utilisation d'un modèle mathématique tel que le mouvement Brownien fractionnaire [21] devraient permettre une analyse plus fine.

Références

- [1] Massion J. Cerveau et motricité. PUF; 1997.
- [2] Winter DA, Prince F, Frank JS, Powell C, Zabjek KF. Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance. *J Neurophysiol* 1996; 75(6):2334–43.
- [3] Gollhofer A, Hortsmann GA, Berger W, Dietz V. Compensation of translational and rotational perturbations in human posture: stabilization of the centre of gravity. *Neurosci Lett* 1989;105:73–8.
- [4] Horstmann GA, Dietz V. A basic posture control mechanism: the stabilization of the centre of gravity. *Electroencephal Clin Neurophysiol* 1990;76:165–76.
- [5] Brenière Y. Why we walk the way we do? *J Mot Behav* 1996;28(4): 291–8.
- [6] Tagaki A, Fujimura E, Sueshiro S. A new method of statokinesigram area measurement. Application of a statistically calculated ellipse. In: Igarashi M, Black O, editors. Vestibular and visual control on posture and locomotor equilibrium. Karger, Bâle; 1985. p. 74–9.
- [7] Scott DE, Dzendolet E. Quantification of sway in standing humans. *Agressologie* 1972;13:35–40.
- [8] Soames RW, Atha J, Harding RH. Temporal changes in the pattern of sway as reflected in power spectral density analysis. *Agressologie* 1976;17:15–20.
- [9] Farenc I, Rougier P. Analyse fréquentielle des trajectoires du centre de gravité et du centre des pressions lors de la station debout immobile. *ITBM-RBM* 2000;21:210–6.
- [10] Winter DA. Biomechanics and motor control of human movement. 2nd ed. New York: Wiley; 1990.
- [11] Winter DA. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture* 1995;3(4):193–214.
- [12] Aramaki Y, Nazaki D, Masani K, Sato T, Nakazawa K, Yano H. Reciprocal angular acceleration of the ankle and hip joint during quiet standing in humans. *Exp Brain Res* 2001;136(4):463–73.
- [13] Max J. Méthodes et techniques de traitement du signal et application aux mesures physiques. Vol 1 : principes généraux et méthodes classiques. Paris: Massion; 1985.
- [14] Brenière Y, Do MC, Bouisset S. Are dynamic phenomena prior to stepping essential to walking? *J Mot Behav* 1987;19:62–7.
- [15] Mizrahi J, Solzi P, Ring H, Nissel R. Postural stability in stroke patients: vectorial expression of asymmetry, sway activity and relative sequence of reactive forces. *Med Biol Eng Comp* 1989;39:497–513.
- [16] Fernie GR, Holliday PJ. Postural sway in amputees and normal subjects. *J Bone Joint Surgery* 1978A;60:895–8.
- [17] Isakov I, Mizrahi J, Ring H, Susak K, Hakim N. Standing sway and weight bearing distribution in people with below-knee amputations. *Arch Phys Med Rehab* 1992;73:174–8.
- [18] Dickstein R, Nissan M, Pillar T, Scheer D. Foot-ground pressure pattern of standing hemiplegic patients. *Physical Therapy* 1984;64: 19–23.
- [19] Shumway-Cook A, Anson D, Haller S. Postural sway biofeedback : its effect on reestablishing stance stability in hemiplegics patients. *Arch Phys Med Rehab* 1988;69:395–400.
- [20] Amblard B, Assaiante C, Lekhel H, Marchand AR. A statistical approach to sensorimotor strategies: conjugate cross-correlations. *J Mot Behav* 1994;26(N° 2):103–12.
- [21] Mandelbrot BB. Les objets fractals. Flammarion 1995.

ANNEXE 2 :

Genthon N, Rougier P.

*Influence of an asymmetrical body weight distribution
on the control of undisturbed upright stance.*

Journal of biomechanics. (2005) ;38 :2037-2049.

Influence of an asymmetrical body weight distribution on the control of undisturbed upright stance

N. Genthon*, P. Rougier

Laboratoire de modélisation des activités sportives, Université de Savoie, Domaine scientifique de Savoie-Technolac, 73376 Le Bourget du lac cedex, France

Accepted 10 September 2004

Abstract

Postural asymmetry in humans is generally associated with different pathologies. However, its specific influence on undisturbed upright stance is poorly understood. To evaluate its separate effects on each support, the centre of pressure (CP) displacements were recorded through two force platforms. In a second step, the complex resultant centre of pressure trajectories (CP_{Res}) were computed and decomposed into two elementary components: the horizontal displacements of the centre of gravity (CG_h) and the difference in the plane of support between the vertical projection of CG_h and CP_{Res} ($CP-CG_v$). These motions were then processed through a frequency analysis and modelled as fractional Brownian motion to gain some additional insight into their spatio-temporal organisation. Ten healthy adults were tested in three conditions consisting of various weight distributions. The quality of the mechanism involved in the control of the unloaded support CP motions appears to decrease as the asymmetry becomes more pronounced. To be precise, larger increases of the CP displacements are observed for the unloaded support compared to the loaded one. As a result, the CP_{Res} motions are themselves augmented in the ML direction, inducing in turn larger CG_h and $CP-CG_v$ motions. Postural asymmetry thus constitutes an important constraint on the control of upright undisturbed stance by generating changes in the control of both supports and by reducing the efficiency of the hip load/unload mechanisms. On the other hand, by inducing larger body sways, postural asymmetry necessitates higher energy expenditure and the setting of particular control mechanisms.

© 2004 Elsevier Ltd. All rights reserved.

Keywords: Undisturbed upright stance; Equilibrium; Postural asymmetry; Centre of pressure; Centre of gravity

1. Introduction

Measurements of postural movements are frequently used to assess stability in upright bipedal standing. The tests used for this purpose are relatively easy to carry out, demanding minimal co-operation and effort from the patients, and allow non-invasive methods. Generally, most of the postural analyses are based solely on a single force platform. One flaw of this method is that it is unable to characterise any asymmetry there may be between the supports. Although bilateral force-plate

measurements can be useful for assessing postural behaviour in healthy individuals (Mizrahi and Susak, 1989), their use appears more pertinent for populations characterised by corporal asymmetries resulting from neurological (Mizrahi et al., 1989; Ring and Mizrahi, 1991) or orthopaedic pathologies (Isakov et al., 1992; Isakov and Mizrahi, 1997). Although, theoretically, the analysis should involve the three-dimensional ground force variations, it can nonetheless be argued that the horizontal shear forces, in such tasks, make a minimal contribution and thus can be disregarded (Mizrahi and Susak, 1989). For this reason, most of the studies conducted on this topic have ignored these horizontal forces and have focused postural analysis on centre of pressure (CP) displacements, calculated solely from the

*Corresponding author. Tel.: +33 4 79 75 88 08; fax: +33 4 79 75 81 48.

E-mail address: nicolas.genthon@univ-savoie.fr (N. Genthon).

vertical forces. At this stage, it is important to emphasise that the CP trajectories computed from either a single or a double force platform are strictly identical, as highlighted by the study of Winter et al. (1996), who present the relationship between plantar CP and resultant CP (CP_{Res}). These CP_{Res} motions correspond to the successive application points on the plane of support of the reaction forces, which are used to counteract gravity effects and are aimed at controlling the centre of gravity horizontal motions (CG_h). The CP and consequently CG_h motions are simultaneously controlled by both feet with two different strategies intervening specifically along two directions: a hip strategy (involving load/unload mechanisms on both feet) in the medio-lateral (ML) direction and an ankle strategy in the antero-posterior (AP) one (Winter et al., 1996; Genthon and Rougier, 2003). Despite pioneering studies (e.g. Thomas and Whitney, 1959), some confusion still remains between these CP and CG measurements, mainly due to the fact that the gap between their respective trajectories is minimal and also because their mean positions are, by definition, identical. From a physical point of view, the CG positions are determined by the relative positions of all the segment centres of mass at a given time and thus should require the use of sophisticated kinematic devices. Interestingly, Brenière (1996) has proposed a frequency relationship between the relative CG_h motions and those of the CP based on Newtonian mechanics and external forces applied to the human body. In parallel, once the CG_h motions have been calculated, it is of interest to compute the difference, on the plane of support, between the CP and the vertical projection of the CG ($CP-CG_v$). By doing so, interesting features such as the level of muscular activity devoted to counteracting the CG in its falling motions (Rougier et al., 2001), or the horizontal acceleration communicated to the CG (Brenière et al., 1987; Gage et al., 2004), can be extracted. From the latter, the effort required by the central nervous system to control undisturbed upright stance maintenance can be also deduced. Thus, classical protocols, consisting in the subjects standing still on force platforms, can be used to estimate the following: relative contribution of each support, level of muscular force involved, postural performance in terms of capacity to reduce the CG motions as much as possible, and the contribution of the central nervous system. Furthermore, by applying the fractional Brownian motion (fBm) modelling framework to these different motions, it is now possible to determine the number and the nature of the control mechanisms called into play (Rougier and Caron, 2000). These features can in fact be determined from the slopes of the variograms, which represent the mean square distances as a function of increasing time intervals. Past studies based on this method have highlighted that postural control during

undisturbed upright stance is performed through two separate control mechanisms operating over shortest and then longest time intervals (Collins and DeLuca, 1993). Even though the presence of two different control regimes is the subject of controversy by some authors such as Peterka, (2000) or Delignières et al. (2003), we believe in the pertinence of this method for two main reasons: (a) the fact that some techniques such as the visual feedback technique modifies the two line portions constituting the variograms in opposite ways (Rougier, 1999a, 2003) and (b) the fact that this bimodal organisation can be suppressed by using a surrogate data method in order to remove the time correlation between the past and future increments (Rougier and Caron, 2000).

As a result of neurological or traumatic diseases, postural asymmetry can be observed among specific patients firstly by measuring the body weight applied to both feet (Dickstein et al., 1994; Isakov and Mizrahi, 1997; Mizrahi et al., 1989; Shumway-Cook et al., 1988), or by measuring the CP and consequently the CG mean positions especially on the ML direction (Blaszcyk et al., 2001; Geurts et al., 2001; Kachnaoui et al., 2002; Rode et al., 1997). Postural asymmetry is frequently observed in patients with endo or exo prosthesis (Ferne and Holliday, 1978; Isakov et al., 1992) or when one side of the body is paralysed as in hemiplegia (Chaudhuri and Aruin, 2000; Dickstein et al., 1984; Geurts et al., 2001; Shumway-Cook et al., 1988). Generally, patients with postural asymmetry are characterised by postural disturbances. For example, a stroke creates central lesions, leading to a unilateral deficit involving sensory and motor systems. In addition to postural asymmetry encountered in hemiplegic patients (Dickstein et al., 1984; Geurts et al., 2001; Shumway-Cook et al., 1988), their quiet stance is characterised by increased CP motions (Blaszcyk et al., 2001; Rode et al., 1997; Shumway-Cook et al., 1988), and a reduced stability limit (Dettman et al., 1987). On the other hand, exo or endo prosthesis implanted because of a traumatic accident or osteoarthritis offers motricity to the patient without, obviously, replacing the initial sensory and motor deficits (Ferne and Holliday, 1978; Isakov et al., 1992; Schmalz et al., 2002). Nevertheless, the common factor of all studies conducted on postural asymmetry is that they do not take into account that this factor can, by itself, contribute to the deterioration of postural strategies involved in upright undisturbed stance stabilisation.

Thus, the first objective of this study will be to investigate the role played by this biomechanical constraint alone on postural stability independently of the influence of sensory-motor deficits on asymmetric posture, as generally encountered in neurologic or traumatic patients. Bearing this in mind, a sample of healthy individuals has been included in the investiga-

tion. Overall, one may hypothesise that an asymmetry in weight distribution might induce larger territories in which the CP belonging to each support are displaced and, thus, larger CP_{Res} displacements. Finally, depending on the way the latter is modified, the postural control organisation might, in turn, be disturbed. At this stage, one interesting question is thus how each elementary CG_h and $CP-CG_v$ motion becomes affected by this particular constraint. In parallel, due to possible functional asymmetry between both supports, a postural analysis involving bilateral force-plate measurements will be used. The second objective of the present study will be to present a particular method of analysis, which exhaustively takes into account the role played by each foot separately. To this aim, reaction forces applied under each support are recorded; mathematical tools classically used in CP_{Res} , CG_h and $CP-CG_v$ analyses will be used for studying the plantar CP displacements, in order to gain additional insight into the role played by each support on the CP_{Res} trajectories. Some motion of the latter, for instance in the ML direction, may indeed be accounted for by either a change in the body weight distribution or some concomitant displacements of the CP positions belonging to each foot towards a similar direction (Fig. 1).

2. Methods

2.1. Subjects

Ten healthy subjects were included in this study. All subjects were adults averaging 25 ± 0.5 years (height: 175.3 ± 5.36 cm, body weight: 66.2 ± 9.91 kg), having no known neuromuscular impairment. Subjects were informed on the protocol and consented to participate.

2.2. Instrumentation

Postural sway was measured by two rectangular (20×35 cm) force platforms (PF02, Equi+, Aix les Bains, France) collaterally installed (Fig. 2) on which the subjects placed both feet. The ground reaction forces, issued from four vertical mono-axial loads cells (range of measurements 0–150 daN) for each platform, were simultaneously monitored by the investigator during the tests. The signals issued from the dynamometric load cells were amplified and converted from analogue to digital form through a 14 bits acquisition card and then recorded with a 64 Hz frequency on a personal computer.

2.3. Experimental procedure

The subjects stood barefoot on the force platforms in a natural position (feet abducted at 20° , heels separated

by 3 cm) and were asked to sway as little as possible with their arms at their sides.

Three different conditions of ground reaction force distribution under both feet were proposed in a random order:

- a reference condition where the subjects were instructed to distribute their body weight equally on their supports;
- a condition where the subjects had to apply a maximum of their body weight on the right foot without lifting the left foot;
- an intermediary condition where subjects were required to distribute twice as much body weight on the right than on the left support.

For convenience, these three conditions will be indexed respectively as C50, C90 and C70 because of the mean body weight distributions finally obtained once the investigation was over. Overall, six trials of 32 s were recorded for each condition with rest periods lasting at least 1 min between the trials and 3 min between the conditions.

2.4. Estimation of the resultant centre of pressure (CP_{Res}), CG_h and $CP-CG_v$ motions

As stated above, the CP trajectories under both supports were measured separately by two force platforms. These displacements were decomposed along the ML and AP directions (Fig. 3). The CP_{Res} motions were calculated for each direction from the initial left and right CP motions through the following relation (Winter et al., 1996):

$$CP_{Res} = CP_{lf} \times R_{lf} / (R_{lf} + R_{rf}) + CP_{rf} \times R_{rf} / (R_{rf} + R_{lf}), \quad (1)$$

where R_{lf} , R_{rf} , CP_{lf} , CP_{rf} are the vertical reaction forces under the left and the right feet, the positions of the centres of pressure of the left and the right feet, respectively.

As a second step, a simple method, based solely on the CP_{Res} trajectory, was used to determine the CG_h and consequently the $CP-CG_v$ motions (Fig. 3). The mathematical model, initially proposed by Brenière (1996), extended to undisturbed stance by Caron et al. (1997), is based on a relationship in the frequency domain between the amplitude ratio of CG and CP_{Res} motions. This calculation thus requires a preliminary transcription of the motions in the frequency domain through a Fourier transform. Then, the CG_h motions were calculated from the following formula:

$$CG_h / CP_{Res} = \Omega_0^2 / (\Omega_0^2 + \Omega^2),$$

where $\Omega_0 = mgh / (Ig + mh^2)^{1/2}$ (rad s^{-1}) is a biomechanical constant relative to the anthropometry of the subject (m , g , h , Ig : mass of the subject, gravity acceleration,

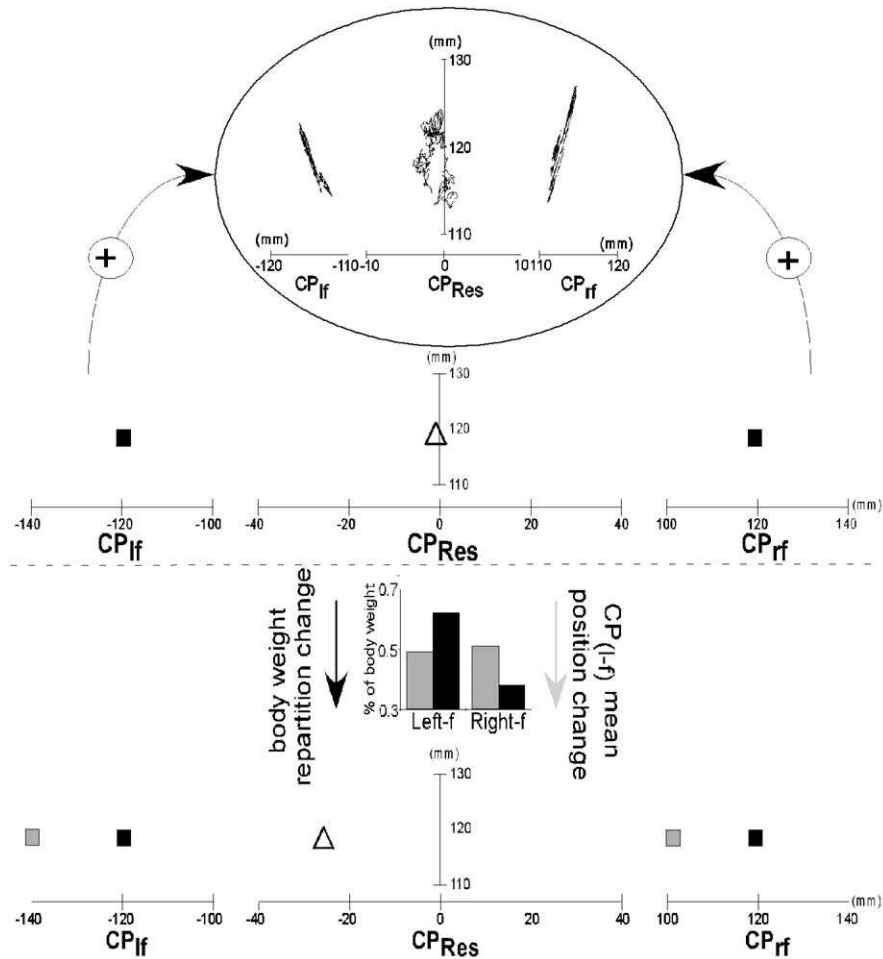


Fig. 1. Mean positions of the CP_{Lf}, CP_{Res} and CP_{Rf} during maintenance of upright undisturbed stance (upper part). The zoom shows CP motions of both feet and CP_{Res} motions (middle part). The application points of the force, created by both legs, move along the length of the feet. From this initial mean position, it is possible to shift the CP_{Res} to another mean position (lower part) either by changing the body weight distribution on the supports (in black) or by changing the mean position of the CP for both supports (in grey).

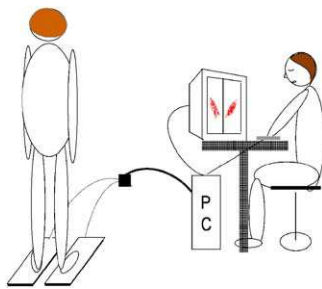


Fig. 2. Representation of the instrumental device.

distance from CG to the ground, and moment of body inertia around the ML or AP direction with respect to the CG) and $\Omega = 2\pi f$ (rad s⁻¹) is the pulsation.

2.5. Signal processing

The temporal and spatial characteristics of the different motions were evaluated by a frequency

analysis. The frequency spectra were characterised by two parameters (Rougier and Farenc, 2000): the roots mean square (RMS) and the mean power frequency (MPF). The RMS quantifies the range of the motions independently to the frequency, and the MPF represents the mean frequency of the same motions and thus the mean time for these motions to return to their initial position.

$$\text{RMS} = \left(2 \sum_{i=j}^{i=k} A_i \right)^{1/2} \quad \text{MPF} = \sum_{i=j}^{i=k} (S_i \times A_i) / \sum_{i=j}^{i=k} A_i,$$

where i represents the frequency class, j and k the range of the frequency band, A_i the range of the class and S_i its median frequency.

To evaluate the mechanisms involved in the control of all these movements, a mathematical model termed fractional Brownian motion (fBm), initially described by Mandelbrot and Van Ness (1968), was used. This method used for analysing upright undisturbed stance

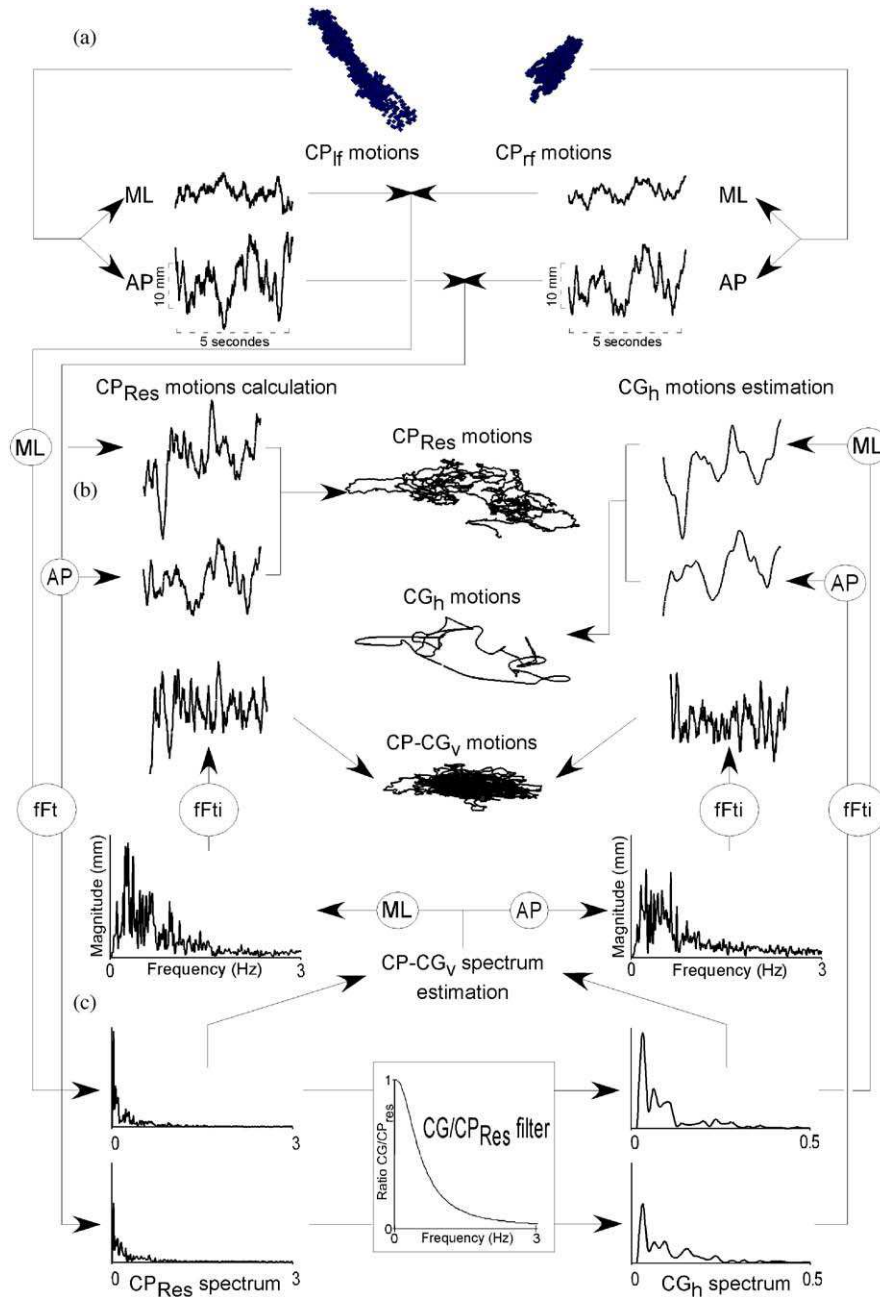


Fig. 3. Synopsis of the different steps in the calculation and data processing. This figure represents the trajectories recorded in the condition C70 and serves to clearly highlight the differentiation of both the supports during postural asymmetry. The calculation methodology can be summarised in three important steps: (a) collection of CP_{lf} and CP_{rf} motions, (b) calculation of the CP_{Res} motions along two directions, ML and AP and (c) estimation of CP-CG_v and CG motions.

(Collins and DeLuca, 1993; Rougier, 1999b) presents the main advantage of extracting significant parameters irrespective of the characteristics of the recording (duration, sample frequency). The principle of fBm modelling is that the aspect of a trajectory, expressed as a function of time, may be quantified by a fractional, i.e. a non-finite integer space dimension. This latter, by definition greater than zero and less than one, thus provides a quantitative measurement of wiggle of a trajectory. This fractional dimension D is in fact linked

to a scaling exponent H since $D = 1 - H$ for a point displaced through a single direction. This scaling regime graphically corresponds to the half slope of the line portions constituting a variogram depicted bi-logarithmically. This latter, in fact, expresses the mean square displacements $\langle \Delta x^2 \rangle$ as a function of increasing times intervals Δt and is given by the formula:

$$\langle \Delta x^2 \rangle = \Delta t^{2H}.$$

A median value of 0.5 for H indicates a lack of correlation between the past and future increments and suggests that a pure random walk or stochastic process operates. On the other hand, if H differs from 0.5, positive ($H > 0.5$) or negative ($H < 0.5$) correlations can be inferred, indicating the greater probability for a material point to continue along or to turn back from a given direction, respectively. As the scaling regimes move away from the 0.5 median value, the contribution of deterministic mechanisms is therefore increased.

Since two straight lines generally characterise variograms relative to whatever trajectories are issued from undisturbed upright stance, two scaling regimes of short (H_{sl}) and long latencies (H_{ll}), which correspond to the shortest and the longest Δt , respectively, were thus computed. A final step in this process consists in the determination, for both directions, of the transition point corresponding to the slope inflection. This point is particularly important since it determines the computation of the successive scaling regimes through a least-squares method. The method used for this purpose is based on the evolution, as a function of increasing Δt , of the distance between the calculated variograms and those expressing a completely stochastic process (described in detail by Rougier, 1999b).

As is usual practice and because resultant trajectories for the ML and AP directions are controlled by specific muscular groups (Winter, 1995), the CP_{Res} , CG_h and $CP-CG_v$ motions were analysed separately through these orthogonal directions. On the other hand, the resultant spectra and variograms were established and characterised on a planar basis in order to extract parameters aimed at describing the reaction forces occurring under each single support independently of the ML–AP referential.

To evaluate the influence of postural asymmetry, the modifications observed for the different parameters were analysed, depending on the best fitting, through a linear regression or a second-order polynomial function. To analyse the degree of significance of the regression, some correlation and determination coefficients were computed for the linear and the polynomial regressions, respectively, the first level of significance being set at $p < .05$.

3. Results

3.1. Elementary displacements

Disrupting postural asymmetry provokes substantial modifications in the CP motion characteristics of both supports. As shown by Table 1 and Fig. 4, when postural asymmetry is augmented, a slight linear increase of the CP magnitude is measured under the progressively loaded support (CP_{rf}), as expressed by the

Table 1

Summary of the RMS (left part) and MPF (right part) evolution as a function of postural asymmetry for the CP_{rf} , CP_{lf} , CP_{Res} , CG_h and $CP-CG_v$ spectra (from top to bottom, respectively)

	RMS		MPF	
CP_{rf} (loaded foot)	Linear increase $r = 0.64$, $p < 0.001$		No modification $r^2 = 0.089$, $p > 0.05$	
CP_{lf} (unloaded foot)	Curvilinear increase $r^2 = 0.599$, $p < 0.001$		No modification $r = 0.38$, $p > 0.05$	
CP_{Res}	ML Linear increase $r = 0.76$, $p < 0.001$	AP Linear increase $r = 0.63$, $p < 0.001$	ML Linear increase $r = 0.52$, $p < 0.01$	AP No modification $r = 0.36$, $p > 0.05$
CG_h	ML Linear increase $r = 0.68$, $p < 0.001$	AP No modification $r = 0.49$, $p < 0.01$	ML Linear increase $r^2 = 0.350$, $p < 0.01$	AP No modification $r = 0.37$, $p > 0.05$
$CP-CG_v$	ML Linear increase $r = 0.76$, $p < 0.001$	AP Linear increase $r = 0.69$, $p < 0.001$	ML No modification $r^2 = 0.138$, $p > 0.05$	AP No modification $r^2 = 0.046$, $p > 0.05$

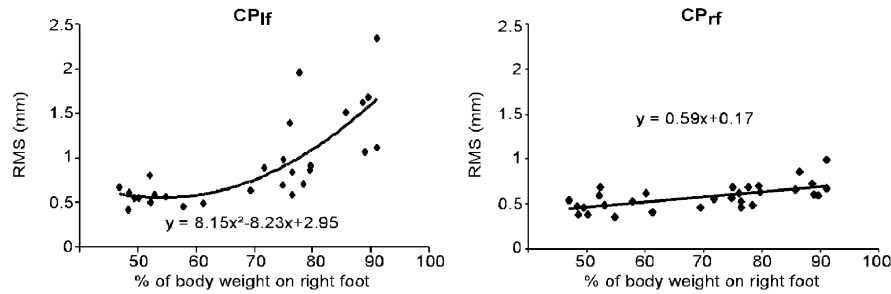


Fig. 4. RMS changes (mm) as a function of body weight percentage applied on the right foot for the plantar CP motions: left and right foot CP (left and right part, respectively). The linear regressions are displayed on the charts only when significant results are obtained ($p < 0.05$).

RMS ($r = 0.64$, $p < 0.001$). Concomitantly, the spectra characterising the CP trajectories under the unloaded foot (CP_{lf}) present a much larger increase, as seen by Fig. 4 ($r^2 = 0.599$, $p < 0.001$).

With postural asymmetry, changes of parameters characterising the relative variograms were observed. Table 2 shows, for both supports, the computed scaling regimes, which characterise the half slope of the line portions constituting the variogram depicted bi-logarithmically. Whilst they remain unchanged for the loaded support, there is a tendency for the shortest latencies H_{sl} of the unloaded foot to decrease, indicating a diminution of the degree to which the trajectory is controlled during these Δt when postural asymmetry is augmented ($r = -0.42$, $p < 0.05$).

For both loaded and unloaded supports, the spatio-temporal co-ordinates of the transition points issued from the relative variograms are slightly changed by postural asymmetry. As seen by Table 2 and Fig. 5, the Δt of the transition point for both supports, which express the switch from a prime control mechanism to a secondary one, are slightly reduced by postural asymmetry as the right foot is progressively loaded ($r = -0.4$, $p < 0.05$) and is unchanged for the progressively unloaded left foot ($r^2 = 0.125$, $p > 0.05$). However, the subjects characterised by some significant Δt during normal body weight distribution present shorter Δt than the other subjects (for both feet) when the postural asymmetry is set. Concerning the spatial co-ordinates of these transition points, some specific effects can also be observed. As illustrated by Fig. 5, a greater heterogeneity of the spatial co-ordinates is seen for both feet with increased postural asymmetry. Concomitantly, the spatial co-ordinates of the transition point are slightly increased, this effect being mainly observed for the unloaded foot ($r^2 = 0.384$, $p < 0.05$).

3.2. Resultant trajectories

The increases in the initial movement magnitudes mentioned above create enlarged CP_{Res} motions. When these planar displacements are decomposed along the

ML and AP directions, the linear increases seen for the RMS are larger in the ML ($r = 0.76$, $p < 0.001$) than in the AP direction ($r = 0.63$, $p < 0.001$) (Fig. 6). Furthermore, the CP_{Res} motion variation in the ML direction concerns a specific bandwidth (roughly between 0.5 and 1 Hz), a feature which gives rise to a slight linear tendency for the MPF characterising this motion to increase with further asymmetry ($r = 0.56$, $p < 0.01$).

In parallel, the changes in the co-ordinates of the transition points computed from each plantar CP modify the CP_{Res} . As shown by Table 2 and Fig. 7, the transition points Δt are largely reduced with postural asymmetry for the ML direction ($r = -0.72$, $p < 0.001$), revealing an earlier intervention of the anti-persistent corrective mechanisms. On the other hand, in the AP direction, these Δt remain unchanged for the subjects presenting the shortest values during symmetric stance and are largely reduced for those with the longest ones. Lastly, with asymmetric stance of over 80%, it should be noted that all of the Δt values do not exceed 0.5 s. Comparatively, the spatial co-ordinates of the transition points appear unchanged in the ML direction, despite an enhanced heterogeneity with postural asymmetry, whereas a positive linear relationship is seen in the AP direction ($r = 0.56$, $p < 0.01$).

These changes in the CP_{Res} control and motions thus induce specific effects on the CG and $CP-CG_v$ motions. The above-mentioned degradation of the CP_{Res} motion in the ML direction creates, in turn, larger CG motions. This change appears particularly at higher frequencies. These features are revealed by Table 1 and Fig. 6 which show progressive increases for both RMS ($r = 0.68$, $p < 0.001$) and MPF ($r^2 = 0.350$, $p < 0.01$) in the ML direction. In parallel, as demonstrated by Fig. 6, there is an important linear increase of the $CP-CG_v$ motions in the ML direction ($r = 0.76$, $p < 0.001$) and a more subtle linear increase in the AP one ($r = 0.69$, $p < 0.001$).

Control mechanisms (H_{sl} , H_{ll}) and transition point spatial co-ordinates ($\langle \Delta x^2 \rangle$) remain unchanged by postural asymmetry for the CG and appear to be changed for the $CP-CG_v$ motions. For the latter, as highlighted by Fig. 8 and Table 2, the observed spatial

Table 2

Summary of the transition points co-ordinates (Δt and $\langle \Delta x^2 \rangle$) (left part) and of the scaling regimes (H_{sl} and H_{ll}) (right part) evolution as a function of postural asymmetry for the CP_{lr} , CP_{lr} , CP_{Res} , CG_h and $CP-CG_v$ variograms (from top to bottom, respectively)

	Transitions points		Scaling regimes	
CP_{lr} (loaded foot)	Δt : tendency to decrease $r = -0.40$, $p < 0.05$; $\langle \Delta x^2 \rangle$: no modification $r^2 = 0.361$, $p < 0.05$		H_{sl} : no modification $r^2 = 0.131$, $p > 0.05$; H_{ll} : no modification $r^2 = 0.024$, $p > 0.05$	
CP_{lr} (unloaded foot)	Δt : decrease of the largest values $r^2 = 0.125$, $p > 0.05$; $\langle \Delta x^2 \rangle$: tendency to increase $r^2 = 0.384$, $p < 0.05$		H_{sl} : linear tendency to decrease $r = -0.42$, $p < 0.05$; H_{ll} : no modification $r^2 = 0.170$, $p > 0.05$	
CP_{Res}	<div style="display: flex; justify-content: space-around;"> <div style="text-align: center;"> <p>ML</p> <p>Δt: linear decrease $r = -0.72$, $p < 0.001$</p> <p>$\langle \Delta x^2 \rangle$: tendency to increase $r^2 = 0.367$, $p < 0.05$</p> </div> <div style="text-align: center;"> <p>AP</p> <p>Δt: decrease of the largest values $r^2 = 0.149$, $p > 0.05$</p> <p>$\langle \Delta x^2 \rangle$: linear increase $r = 0.56$, $p < 0.01$</p> </div> </div>		<div style="display: flex; justify-content: space-around;"> <div style="text-align: center;"> <p>ML</p> <p>H_{sl}: no modification $r^2 = 0.051$, $p > 0.05$</p> <p>H_{ll}: no modification $r^2 = 0.236$, $p > 0.05$</p> </div> <div style="text-align: center;"> <p>AP</p> <p>H_{sl}: no modification $r^2 = 0.078$, $p > 0.05$</p> <p>H_{ll}: no modification $r^2 = 0.089$, $p > 0.05$</p> </div> </div>	
CG_h	<div style="display: flex; justify-content: space-around;"> <div style="text-align: center;"> <p>ML</p> <p>$\langle \Delta x^2 \rangle$: no modification $r^2 = 0.086$, $p > 0.05$</p> </div> <div style="text-align: center;"> <p>AP</p> <p>$\langle \Delta x^2 \rangle$: no modification $r^2 = 0.108$, $p > 0.05$</p> </div> </div>		<div style="display: flex; justify-content: space-around;"> <div style="text-align: center;"> <p>ML</p> <p>H_{ll}: no modification $r^2 = 0.195$, $p > 0.05$</p> </div> <div style="text-align: center;"> <p>AP</p> <p>H_{ll}: no modification $r^2 = 0.074$, $p > 0.05$</p> </div> </div>	
$CP-CG_v$	<div style="display: flex; justify-content: space-around;"> <div style="text-align: center;"> <p>ML</p> <p>$\langle \Delta x^2 \rangle$: strong increase $r^2 = 0.554$, $p < 0.001$</p> </div> <div style="text-align: center;"> <p>AP</p> <p>$\langle \Delta x^2 \rangle$: linear increase $r = 0.66$, $p < 0.001$</p> </div> </div>		<div style="display: flex; justify-content: space-around;"> <div style="text-align: center;"> <p>ML</p> <p>H_{sl}: light linear increase $r = 0.61$, $p < 0.001$</p> </div> <div style="text-align: center;"> <p>AP</p> <p>H_{sl}: no modification $r^2 = 0.109$, $p > 0.05$</p> </div> </div>	

co-ordinates of the transition point are more distant in the ML direction ($r^2 = 0.554$, $p < 0.001$) whilst a slight linear increase characterises the AP one ($r = 0.66$, $p < 0.001$). Furthermore, with postural asymmetry, an increased heterogeneity of these values is seen for both the ML and AP directions. Concerning the mechanisms involved in the control of $CP-CG_v$ motions, Fig. 8 shows, in the ML direction, a slight linear increase of the scaling regimes H_{sl} ($r = 0.61$, $p < 0.001$) with postural asymmetry.

4. Discussion

The results of this investigation highlight the influence of postural asymmetry on undisturbed upright stance control. On the whole, postural asymmetry, by modulating the application points of the reaction forces arising from each support, modifies the control of the CP_{Res} motions, which, in turn, induces some specific effects upon the elementary $CP-CG_v$ and CG motions.

4.1. An alteration of the control of the reaction forces occurring on each foot induces some changes in the control of the CP_{Res} motions

The results indicate some significantly increased amplitudes of the CP from left and right supports when subjects are required to set a postural asymmetry. This effect is specific to the support, since postural asymmetry induces a stronger increase in amplitudes for the unloaded support than for the loaded one. Thus, the percentage of body weight applied on the support seems to condition its behaviour, since a reduced quality of control, as highlighted by the scaling regime H_{sl} , is observed when the load applied on a support is lessened. It is well known that undisturbed upright stance is regulated by various different sensory cues: vestibular, visual, tactile and proprioceptive. At the plantar level, the information issued from the plantar cutaneous mechanoreceptors and from the interoceptive sensitivity constitutes the major input. Okubo et al. (1980) have shown that CP_{Res} dispersion is linked to the activity of the plantar cutaneous mechanoreceptors. One may thus hypothesise that decreasing the body weight applied on one support could alter the activity of these receptors and consequently the quality of the motor response. Thus, the decrease of unloaded plantar CP control could explain the plantar CP and the CP_{Res} motions dispersion.

Overall, increasing the displacements of the reaction forces of each foot logically induces an expansion of the CP_{Res} amplitudes, which appear more pronounced in the ML direction. From Eq. (1) and Fig. 1, this effect is easily explained because the CP_{Res} motions are controlled in this ML direction by both the supports'

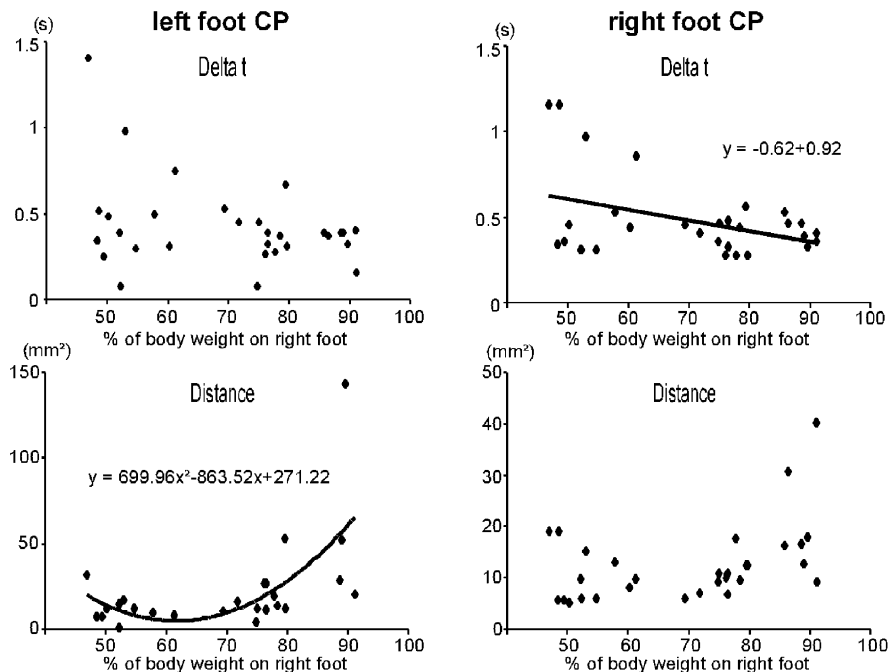


Fig. 5. Evolution of the transition time temporal co-ordinate Δt (s) and of the mean square distance (mm^2) computed from the CP_{lf} , CP_{rf} (left and right panels, respectively) as a function of body weight percentage on the right support. Linear or polynomial regressions appear on the charts when statistically significant ($p < 0.05$).

elementary motions and by body weight percentage applied on the support (Winter, 1995). Thus, these results emphasise the crucial contribution of the hip load/unload mechanisms on upright undisturbed stance control: they directly control the CP_{Res} motions and define the influence of both supports on the CP_{Res} motions. Effectively, one can see through Eq. (1) that the representation of the plantar CP motions on that of the CP_{Res} is conditioned by body weight distribution on the supports. Consequently, the perturbation of the hip load/unload mechanisms logically induces some changes in the ML direction. In the AP direction, such perturbation solely increases the representation of the loaded CP motions on the CP_{Res} one and thus limits its dispersion. On the other hand, due to bilateral increases of plantar CP motions in the AP direction, an enhancement of CP_{Res} motions is observed. It is classically accepted that the upright undisturbed stance is controlled by two degrees of freedom intervening independently in the ML and AP directions (Winter, 1995). Our result would thus suggest an important link between these two mechanisms and serve to emphasise the role of both mechanisms in the ML and AP directions. Indeed, a perturbation of the hip load/unload mechanism logically induces some changes in the ML direction but in parallel induces and conditions those in the AP direction. This result is confirmed by the fBm analysis that reveals an earlier intervention of the anti-persistent mechanism for larger covered distances in both directions (magnified in the ML direction). In other words, postural asymmetry induces some changes

in the strategy of the CP_{Res} control; by increasing the task difficulty, the control mechanism inducing the CP_{Res} to return towards an initial position has to intervene sooner to overcome the larger distance covered.

4.2. A perturbation of the hip load/unload mechanisms induces more horizontal acceleration communicated to the CG

Brenière et al. (1987) have highlighted the biomechanical effects of the successive points of application of the resultant reaction forces on the CG by emphasising the role of the $\text{CP}-\text{CG}_v$ motions. As shown by our results, the increase in CP_{Res} sway amplitude in the highest frequencies domain determines a larger increase of $\text{CP}-\text{CG}_v$ than the CG motions. Since it is generally considered that upright stance maintenance behaves as an inverted pendulum, the larger $\text{CP}-\text{CG}_v$ amplitudes resulting from the postural asymmetry express, from a biomechanical point of view, enhanced initial horizontal accelerations communicated to the CG (Brenière et al., 1987). Along these lines, our results reveal that postural asymmetry creates worse conditions for controlling the CG. These larger $\text{CP}-\text{CG}_v$ amplitudes with postural asymmetry are mainly explained by a larger intervention of the persistent mechanisms. Furthermore, this larger intervention is linked with a decrease in the persistent mechanism duration. Therefore, increasing the accelerations communicated to the CG, especially for the shortest Δt , determines in turn, the larger distances to

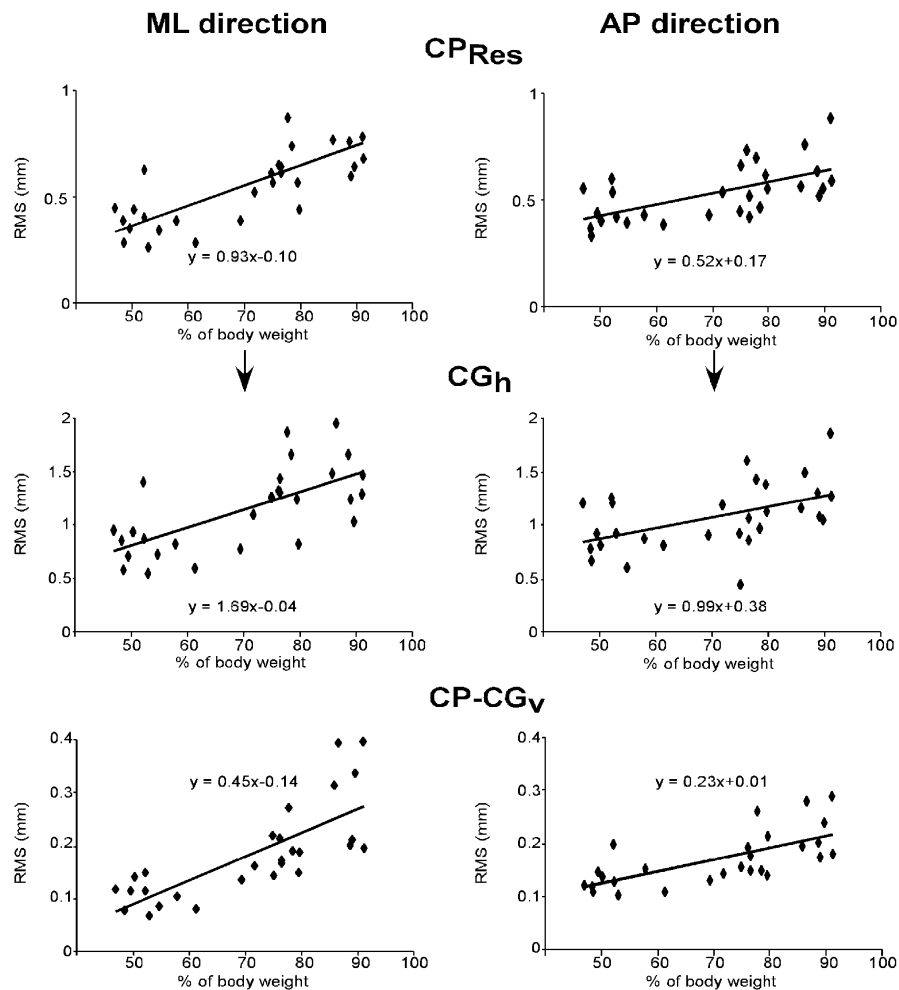


Fig. 6. RMS changes (mm) as a function of body weight percentage applied on the right foot for the CP_{Res} , $CP-CG_v$ and CG motions (from bottom to top) decomposed along the ML and AP directions. The linear regressions are only displayed when significant results are obtained ($p < 0.05$).

be covered by the body. Interestingly, despite these larger initial postural perturbations, the corrective control mechanisms observed during asymmetry remain practically unchanged. Nevertheless, this latter feature alone cannot counteract the initial effects, hence explaining the larger body sways in the ML direction.

On the other hand, the $CP-CG_v$ amplitudes should be discussed in relation to the resultant neuromuscular activity (Rougier et al., 2001). The principle, through which the motor units are progressively recruited in a skeletal muscle in order to gain further strength, can indeed be used here to provide additional insight into the neurophysiological significance of the amplitude modification occurring at the $CP-CG_v$ level. More precisely, increasing the $CP-CG_v$ motions amplitudes is thought to reveal an increase in the muscular activation. Thus, by imposing an unusual strategy and a real biomechanical strain, postural asymmetry increases the active control used to maintain the upright undisturbed stance, and thus, one may hypothesise, increases energy expenditure.

4.3. The asymmetry: a real constraint to the postural stability

Logically, specific changes in the characteristics and in the control of the CP_{Res} should, in addition to the effects upon $CP-CG_v$ motions stated previously, induce different changes in postural performance, i.e. the CG_h motions, according to the direction. Perturbation of the hip load/unload mechanisms creates enhanced magnitudes of the CG that are more pronounced in the highest frequencies (inducing an increase of both RMS and MPF). Thus, it means that postural stability is reduced for this ML direction because of the larger magnitudes and shorter delays for controlling the CG motions. Interestingly, several studies aimed at investigating the risk of falling have shown that the CP_{Res} displacement changes, and consequently those of the CG , occurring in the ML direction were the best predictors of individuals risks (Maki et al., 1994; McClenaghan et al., 1996). By increasing the sway magnitude and decreasing the control time, increasing

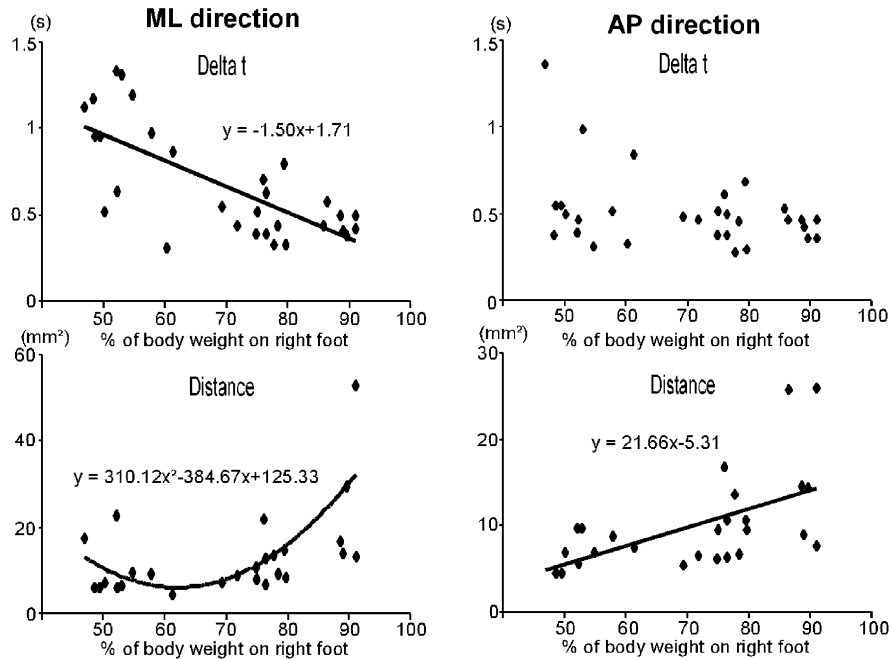


Fig. 7. Evolution of the transition time temporal co-ordinate Δt (s) and of the mean square distance (mm^2) computed from the CP_{Res} variograms in the ML and AP direction (left and right part, respectively) as a function of body weight percentage on the right support. Linear or polynomial regressions appear on the charts when statistically significant ($p < 0.05$).

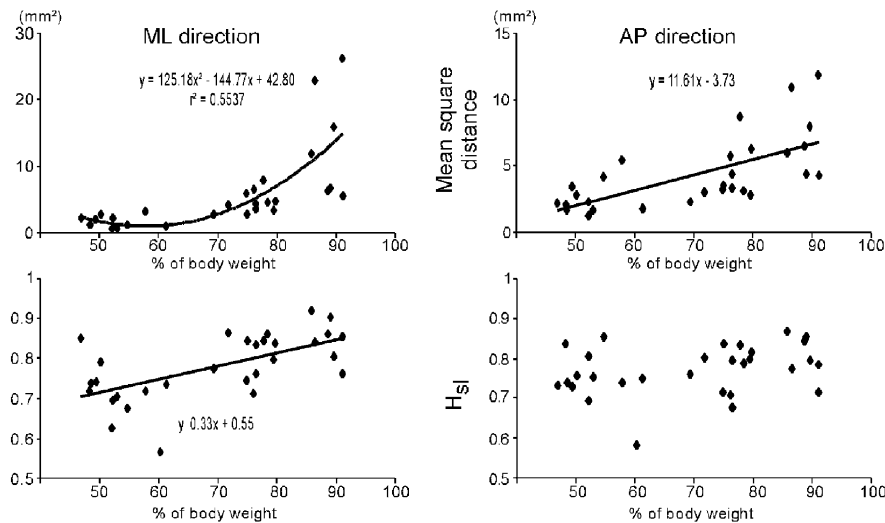


Fig. 8. Evolution of mean square distance of transition points (upper part) and short latency scaling regimes H_{sl} (lower part) of the CP-CG_v variograms for the ML and AP directions (left and right part, respectively) as a function of the body weight percentage applied on the right foot. Linear or polynomial regressions appear on the charts when statistically significant ($p < 0.05$).

postural asymmetry should thus be viewed as creating a favourable situation for falling. Consequently, for patients with postural asymmetry, it is essential to consider the biomechanical constraints themselves, in addition to the postural deficit originating from traumatic or neurologic disease, when making an inventory of balance difficulties with a view to establishing a suitable rehabilitation training programme.

5. Conclusion

Our results show that, in healthy young adults, postural asymmetry modifies the functioning of both supports with a larger effect on the unloaded support (as opposed to the loaded one). Consequently, the control of the CP_{Res} motions is degraded, a feature inferring in turn a reduced postural performance and an increased

level of energy spent. This study thus serves to demonstrate the negative effects of an asymmetrical body weight distribution over two feet in the control of undisturbed upright stance. Considering postural asymmetry itself in the re-education process seems, therefore, essential. A further step will be to extend such an analysis to patients characterised by a natural postural asymmetry (hemiplegics, amputee, ...), in order to distinguish the influence of this biomechanical constraint from the other neurological or traumatic deficits. The study uses a particular methodology that relies on bilateral force-plate measurements. Contrary to previous works using bilateral force-plate measurements (Mizrahi et al., 1989; Ring and Mizrahi, 1991; Isakov et al., 1992; Isakov and Mizrahi, 1997), this methodology is based solely on the vertical reaction forces that intervene predominantly in this undisturbed task. Consequently, the analysis of vertical forces provided parameters that are highly significant in the understanding of the upright undisturbed stance, even though some possible changes in the plantar shear forces during postural asymmetry could not be assessed. In the present experiment, our goal was to test an experimental set-up aimed at assessing asymmetric weight distribution effects on postural control designed to meet the clinical requirements of technical simplicity, low-cost equipment and good human interface.

Acknowledgements

The authors want to thank Deborah Goodhew and Nicolas Vuillerme for correcting the text and helpful discussion, respectively.

References

- Blaszyk, J., Flis, K., Kalejta, M., 2001. Postural stability control characteristics in stroke patients. In: Duyssens, J., Kingma, H., Smits-Engelsman (Eds.), *Control of posture and gait*. pp. 624–628.
- Brenière, Y., 1996. Why we walk the way we do? *Journal of Motor Behavior* 28, 291–298.
- Brenière, Y., Do, M.C., Bouisset, S., 1987. Are dynamic phenomena prior to stepping essential to walking? *Journal of Motor Behavior* 19, 62–67.
- Caron, O., Faure, B., Brenière, Y., 1997. Estimating the centre of gravity of the body on the basis of the centre of pressure in standing posture. *Journal of Biomechanics* 11–12, 1169–1171.
- Chaudhuri, S., Aruin, A., 2000. The effect of shoe lift on static and dynamic postural control in individual with hemiparesis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 81, 1498–1503.
- Collins, J.J., DeLuca, C.J., 1993. Open-loop and closed-loop control of posture: a random walk analysis of centre of pressure trajectory. *Experimental Brain Research* 95, 308–318.
- Delignières, D., Deschamps, T., Legros, A., Caillou, N., 2003. A methodological note on nonlinear time series analysis: is the open-and closed-loop model of Collins and De Luca (1993) a statistical artefact? *Journal of Motor Behavior* 35 (1), 86–96.
- Dettman, M., Linder, M., Sepic, S., 1987. Relationships among walking performance, postural stability, and functional assessments of the hemiplegic patient. *American Journal of Physical Medicine* 66, 77–90.
- Dickstein, R., Nissan, M., Pillar, T., Scheer, D., 1984. Foot-ground pressure pattern of standing hemiplegic patients. *Physical Therapy* 64, 19–23.
- Dickstein, R., Dvir, Z., Jehosua, E.B., 1994. Automatic and voluntary lateral weight shifts in rehabilitation of hemiparetic patients. *Clinical Rehabilitation* 8, 91–99.
- Fernie, G.R., Holliday, P.J., 1978. Postural sway in amputees and normal subjects. *Journal of Bone and Joint Surgery* 60-A, 895–898.
- Gage, W.H., Winter, D.A., Frank, J.S., Adkin, A.L., 2004. Kinematic and kinetic validity of the inverted pendulum model in quiet standing. *Gait and Posture* 19, 124–132.
- Genthon, N., Rougier, P., 2003. Contribution relative de chacun des appuis dans le contrôle de la station debout non perturbée. *ITBM-RBM* 24, 238–247.
- Geurts, A., Haart, M., Van Ness, J., Fasotti, L., Van Limbeek, J., 2001. Restoration of postural symmetry following stroke. In: Duyssens, J., Smits-Engelsman B.C.M., Kingma, H. (Eds.), *Control of Posture and Gait*. pp. 637–640.
- Isakov, I., Mizrahi, J., 1997. Bilateral simultaneous measurements of standing ground reaction forces in hemiparetics, below-knee amputees, and healthy adults. *Basic Applied Myology* 7, 97–101.
- Isakov, I., Mizrahi, J., Ring, H., Susak, K., Hakim, N., 1992. Standing sway and weight bearing distribution in people with below-knee amputations. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 73, 174–178.
- Kachnaoui, F., Vanbiervliet, W., Benaïm, C., Pélissier, J., Hérisson, Ch., Pérennou, D., 2002. Restauration de la posture érigée après AVC: dissociation entre asymétrie d'appui et stabilité. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique* 45, 341.
- Maki, B.E., Holliday, P.J., Topper, A.K., 1994. A prospective study of postural balance and risk of falling in an ambulatory and independent elderly population. *Journal of Gerontology and Medical Sciences* 44, M72–M84.
- Mandelbrot, B.B., Van Ness, J., 1968. Fractional brownian motions, fractional noises and applications. *SIAM Review* 10, 422–437.
- McClenaghan, B.A., Williams, H.G., Dickerson, J., Dowda, M., Thombs, L., Eleazer, P., 1996. Spectral characteristics of aging postural control. *Gait and Posture* 4, 112–121.
- Mizrahi, J., Susak, Z., 1989. Bilateral reactive force patterns in postural sway activity of normal subjects. *Biological Cybernetics* 60 (4), 297–305.
- Mizrahi, J., Solzi, P., Ring, H., Nissel, R., 1989. Postural stability in stroke patients: vectorial expression of asymmetry, sway activity and relative sequence of reactive forces. *Medical Biology Engineering and Computing* 27, 181–190.
- Okubo, J., Watanabe, I., Baron, J.B., 1980. Study on influences of the plantar mechanoreceptor on body sways. *Agressologie* 21, 61–69.
- Peterka, R.J., 2000. Postural control model interpretation of stabilogram diffusion analysis. *Biological Cybernetics* 82 (4), 335–343.
- Ring, H., Mizrahi, J., 1991. Bilateral postural sway in stroke patients: new parameters for assessing and predicting locomotor outcome. *Journal of Neurologic Rehabilitation* 5, 175–179.
- Rode, G., Tiliket, C., Boisson, D., 1997. Predominance of postural imbalance in left hemiparetic patients. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine* 29, 11–16.
- Rougier, P., 1999a. Influence of visual feedback on successive control mechanisms in upright quiet stance in humans assessed by fractional Brownian motion modelling. *Neuroscience Letters* 266, 157–160.
- Rougier, P., 1999b. Automatic determination of the transition between successive control mechanism in upright stance assessed by

- modelling of the centre of pressure. *Archives of Physiology and Biochemistry* 107, 35–42.
- Rougier, P., 2003. Visual feedback induces opposite effects on elementary centre of gravity and centre of pressure minus centre of gravity motions in undisturbed upright stance. *Clinical Biomechanics* 18, 341–349.
- Rougier, P., Caron, O., 2000. Centre of gravity motions and ankle joint stiffness control in upright undisturbed stance modelled through fractional Brownian motion framework. *Journal of Motor Behavior* 32 (4), 405–413.
- Rougier, P., Farenc, I., 2000. Adaptative effects of loss vision on upright undisturbed stance. *Brain Research* 871, 165–174.
- Rougier, P., Burdet, C., Farenc, I., Berger, L., 2001. Backward and forward leaning postures modelled by a fractional Brownian motion framework. *Neuroscience Research* 41, 41–50.
- Schmalz, T., Blumentritt, S., Jarasch, R., 2002. Energy expenditure and biomechanical characteristics of lower limb amputee gait: the influence of prosthetic alignment and different prosthetic components. *Gait and Posture* 16 (3), 255–263.
- Shumway-Cook, A., Anson, D., Haller, S., 1988. Postural sway biofeedback: its effect on reestablishing stance stability in hemiplegics patients. *Archives of Physical and Medicine Rehabilitation* 69, 395–400.
- Thomas, D.P., Whitney, R.J., 1959. Postural movements during normal standing in man. *Journal of Anatomy* 93, 75–86.
- Winter, D.A., 1995. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait and Posture* 3, 193–214.
- Winter, D.A., Prince, F., Frank, J.S., Powell, C., Zabjek, K.F., 1996. Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance. *Journal of Neurophysiology* 75, 2334–2343.

ANNEXE 3 :

Genthon N, Rougier P, Froger J, Pélissier J, Pérennou D.

*La posture de l'hémiplégique : un contrôle indépendant
des CP plantaires.*

Dans Bipédie, contrôle postural et représentation corticale.
Actualités en recherche fondamentale, enseignements de la
recherche clinique et applications. Eds Lacour M et Weber
B. Edition Solal (2005) : 157-168.

***Bipédie, contrôle postural
et représentation corticale***

Michel Lacour et Bernard Weber (Eds)
Solal, éditeur, Marseille - 2005.

N. GENTHON¹
P. ROUGIER¹
J. FROGER²
J. PELLISSIER²
D. PERENNOU²⁻³

LA POSTURE DE L'HÉMIPLÉGIQUE : UN CONTRÔLE INDÉPENDANT DES CENTRES DE PRESSION PLANTAIRES

INTRODUCTION

La performance posturale dans une tâche d'équilibration non perturbée peut être généralement définie comme la capacité à réduire au maximum les mouvements du centre de gravité (CG) ou, en d'autres termes, les mouvements du corps. Ces mouvements sont placés sous le contrôle des mouvements du centre des pressions résultant (CP_{res}), barycentre des forces de réaction appliquées au sol. Des mouvements amples du CP_{res} vont, en fonction de la fréquence d'oscillation des sujets, pouvoir conditionner des mouvements amples du CG. Les sujets sains parviennent à réduire l'amplitude des mouvements du CP_{res} , et par suite du CG, grâce à l'emploi de stratégies particulières (Winter, 1995; Genthon et Rougier, 2003). Dans la direction médio-latérale (ML), les mouvements des CP plantaires gauche et droit (respectivement CP_g et CP_d) se font en opposition de phase et n'influent pas sur les mouvements du CP_{res} (Winter, 1995; Genthon et Rougier, 2003). Dans cette direction les mouvements du CP_{res} sont contrôlés

1. Laboratoire de Modélisation des Activités Sportives, Université de Savoie, Domaine Universitaire de Savoie Technolac - 73376 Le Bourget du Lac Cedex 2 et Unité de rééducation neurologique, CHU Montpellier-Nîmes, Centre héliomar - 30240 Le Grau du Roi

2. Unité de rééducation neurologique, CHU Montpellier-Nîmes, Centre héliomar - 30240 Le Grau du Roi

3. Unité de rééducation neurologique, CHU Montpellier-Nîmes, Centre héliomar - 30240 Le Grau du Roi et Service de rééducation neurologique, CHU Dijon

par un mécanisme de chargement/déchargement de la hanche (Winter, 1995). Par contre, dans la direction antéro-postérieure (AP), les mouvements des CP plantaires se font non seulement en phase (Winter, 1995) mais sont aussi parfaitement synchronisés (Genthon et Rougier, 2003). Les effets de chaque appui s'additionnant, grâce à un contrôle central qui peut être simplifié : les sujets sains parviennent à produire des mouvements réduits du CP_{res} (Fig. 1). Par contre, de manière théorique, d'autres stratégies peuvent permettre la création de mouvements réduits du CP_{res} . Par exemple, des mouvements plantaires amples mais en complète opposition de phase, conditionneront des mouvements du CP_{res} de faible amplitude (Fig. 2).

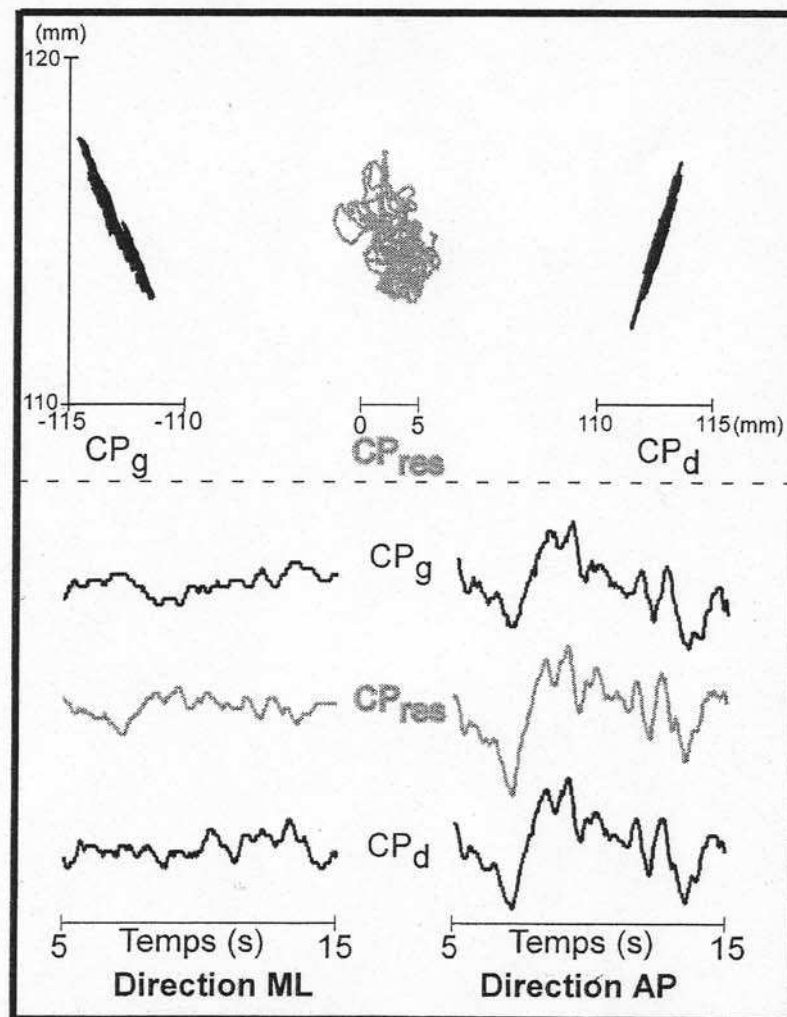


Figure 1 : Exemple caractéristique des mouvements des centres de pression (CP) plantaires d'un sujet sain lors du maintien de la station debout non perturbée
Les mouvements des CP plantaires droit et gauche (en noir) ainsi que du CP résultant (CP_{res} en gris) sont représentés dans le plan (partie haute) et décomposés dans les directions médio-latérale (ML) et antéro-postérieur (AP) (partie basse).

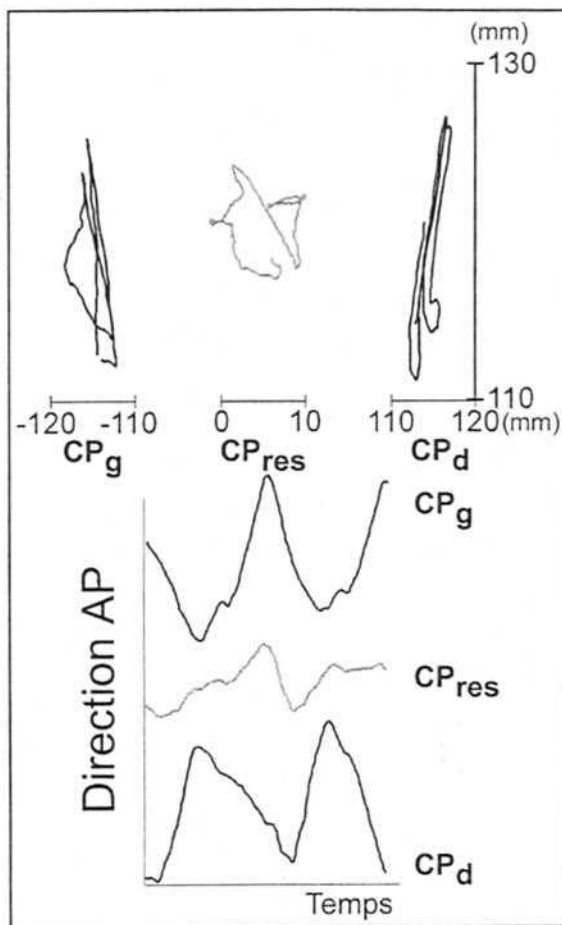


Figure 2: Étude d'un cas extrême

Les mouvements plantaires sont de grande amplitude et se font en complète opposition de phase dans la direction AP.

Les premiers travaux portant sur le comportement postural de l'hémiplégique sont relativement récents (Pélissier *et al.*, 1990). Depuis, l'équilibre postural des hémiplégiques a été caractérisé par une forte dispersion des mouvements du CP_{res} (Shumway-Cook *et al.*, 1988; Geurts *et al.*, 2001), par une asymétrie de la répartition de poids corporel sur les appuis (Dickstein *et al.*, 1984; Shumway-Cook *et al.*, 1988; Geurts *et al.*, 2001) ainsi que par une asymétrie de positionnement des CP plantaires (Geurts *et al.*, 2001). Ils surchargent leur appui sain à hauteur d'environ 70 % de leur poids corporel (Shumway-Cook *et al.*, 1988), et la position moyenne du CP de l'appui délesté (CP_{del}) se trouve avancé par rapport à celle du CP de l'appui surchargé (CP_{sur}). Face à ce constat, l'objectif de ce travail a été d'examiner dans quelle mesure les stratégies de contrôle des CP plantaires des patients hémiplégiques peuvent permettre de comprendre la forte dispersion des mouvements du CP_{res} . Du fait des effets néfastes sur le contrôle postural de l'asymétrie de répartition de poids sur les appuis (stratégies et performance), les patients hémiplégiques ont été comparés à des sujets sains ayant adopté la même répartition de poids corporel sur leurs appuis.

MATERIELS ET METHODES

SUJETS

Cette étude a inclus des patients du service de l'unité de rééducation neurologique du CHU de Nîmes, victimes d'un premier accident vasculaire cérébral (AVC) ainsi que des sujets sains appariés en âge. Tous avaient donné leur consentement éclairé. Les patients répondaient aux critères d'inclusions suivants: adultes de moins de 75 ans, AVC datant de moins de 6 mois, lésion supra-tentorielle unique clairement identifiée par IRM cérébrale ou scanner, stabilité médicale, capacité de se maintenir debout sans support durant au moins 40 secondes, droitier.

Trois critères d'exclusion ont été retenus: pathologie pré-morbide pouvant influencer le contrôle postural, aphasie sévère avec troubles majeurs de la compréhension, baisse de l'acuité visuelle supérieure à 6/10^e à chaque œil. Au total, 30 sujets ont participé à cette étude, 16 patients hémiplegiques et 14 sujets sains. L'appariement entre les deux groupes était excellent pour l'âge (Tableau I).

Tous les patients hémiplegiques ont été examinés cliniquement: les caractéristiques de la lésion, la force musculaire, le degré de spasticité, la perte de sensibilité tactile plantaire, l'héminégligence ainsi que les capacités fonctionnelles ont été prises en compte. La localisation de la lésion a été déterminée sur la base de l'atlas de Talairach et Tournoux (1988). La perte de force musculaire et le degré de spasticité des membres inférieurs et

	Sujets sains n=14	Patients n=16	P
Age (ans)	56,2 ± 10,5	54,4 ± 8,6	NS
Sexe ratio	6F 8H	4F 12H	
Poids (kg)	68,7 ± 11,6	61,7 ± 7,8	0,05
Taille (cm)	171,4 ± 7,6	168,7 ± 7,5	NS
Délai depuis l'AVC (jours)		101,0 ± 49,7	
Taille de la lésion (0 - 8)		9 G et 7 D	
Côté de la lésion (D/G)		9 G et 7 D	
Commande volontaire (0-80)		34,81 ± 19,38	
Spasticité (0-40)		9,19 ± 6,17	
PASS (0-36)		30,25 ± 4,27	
Lindmark (0-6)		3,13 ± 1,89	
Vitesse confortable de marche (m / s)		0,38 ± 0,46	
MIF (0-126)		99,44 ± 14,61	
Négligence corporelle		0,08 ± 0,09	
Barrage de cible (Nombre d'omissions)		1,93 ± 2,46	
Négligence en vie quotidienne		3,37 ± 3,97	

Tableau 1. Caractéristiques démographiques des sujets sains, démographiques et cliniques des patients hémiplegiques
(valeurs moyennes ± écart type)

supérieurs ont respectivement été évalués grâce à une échelle d'évaluation de la force musculaire adaptée aux patients neurologiques (Held *et al.*, 1975) ainsi qu'avec l'échelle d'Ashworth (1964). La sensibilité tactile plantaire a été évaluée grâce aux mono-filaments de Semmes et Weinstein (Semmes *et al.*, 1960). L'héminégligence a été évaluée grâce à une batterie de tests : test des cloches (Gauthier *et al.*, 1989), test de Beschin-Robertson, test de Bisiach, échelle de Bergego. La qualité du contrôle postural, de la marche et de l'indépendance des patients ont respectivement été évalués à l'aide du PASS (Benaim *et al.*, 1999), de l'échelle de Lindmark et de la vitesse de marche sur 10 m ainsi qu'à l'aide de la MIF (pour le détail des examens cliniques voir Pérennou *et al.*, 2000). Les caractéristiques cliniques des patients hémiplegiques sont résumées dans le Tableau I.

ANALYSE DE LA STATION ÉRIGÉE

L'acquisition des données a été effectuée à l'aide d'un système composé de deux plates-formes de force rectangulaires (20 x 35 cm, PF02, Equi +, Aix les Bains, France) installées l'une à côté de l'autre. Chaque plate-forme est montée sur quatre capteurs dynamométriques mono-axiaux (étendue de mesure 0-150 daN) disposés verticalement. Les signaux analogiques issus de ces capteurs sont ensuite amplifiés, digitalisés par une carte d'acquisition 14 bits puis enregistrés simultanément sur un ordinateur (fréquence : 64 Hz).

Sur la base des forces verticales appliquées sous chaque appui, les mouvements des CP plantaires ont été calculés. Ils ont ensuite été décomposés sur les directions médio-latérale (ML) et antéro-postérieure (AP). Les mouvements du CPres ont eux été calculés à partir des déplacements des CPd et CPg à partir de la relation suivante (Winter, 1995) :

$$CP_{res} = CP_d \times R_d / (R_d + R_g) + CP_g \times R_g / (R_d + R_g)$$

où R_d et R_g sont les forces verticales appliquées sous les pieds droit et gauche. La variable $R(g \text{ ou } d) / (R_d + R_g)$ correspond à l'intervention relative de la force verticale droite ou gauche, soit à peu près 0,5 dans une situation de position debout chez un sujet normal.

PROTOCOLE EXPÉRIMENTAL

Les sujets ont reçu pour consigne de bouger le moins possible dans une position debout standardisée (talons écartés de 9 cm, angle de 30° entre les pieds) les bras relâchés le long du corps. Ils ont été placés face à un environnement visuel stable composé de deux repères fixes : un point de diamètre 30 mm et des lignes matérialisant la verticale. Une session d'enregistrement comporte quatre essais yeux ouverts de 37 secondes (avec un repos entre chaque essai d'au moins 2 minutes). Seules les 32 dernières secondes de chaque essai sont enregistrées. Cette mesure a été reproduite dans deux conditions expérimentales différentes : 1) Les patients hémiplegiques sont évalués dans leur station érigée spontanée ; ils reçoivent pour consigne de s'installer le plus confortablement possible. 2) Les sujets sains sont évalués dans

une condition d'asymétrie de répartition (65-35 %) de poids corporel sur leurs appuis; ils effectuent un essai préalable de répartition de poids corporel avec une rétroaction verbale.

PARAMÈTRES UTILISÉS

Les relations spatiales ont été analysées avec des fonctions d'inter-corrélation et temporelles entre les mouvements des CP plantaires dans les directions ML et AP. Cette technique permet de mesurer le niveau de corrélation entre deux mouvements en absence et en présence d'un décalage temporel. Elle renseigne à la fois sur la relation spatiale et sur l'éventuel décalage temporel pouvant exister entre deux mouvements. Ainsi (Fig. 3), des fonctions d'inter-corrélations sont construites selon la formule (Max, 1985):

$$C(\tau) = \frac{1}{T} \int_0^T C_{\text{del}}(t) C_{\text{sur}}(t-\tau) dt$$

où C_{del} et C_{sur} correspondent aux positions des CP plantaires mesurées durant un temps total T .

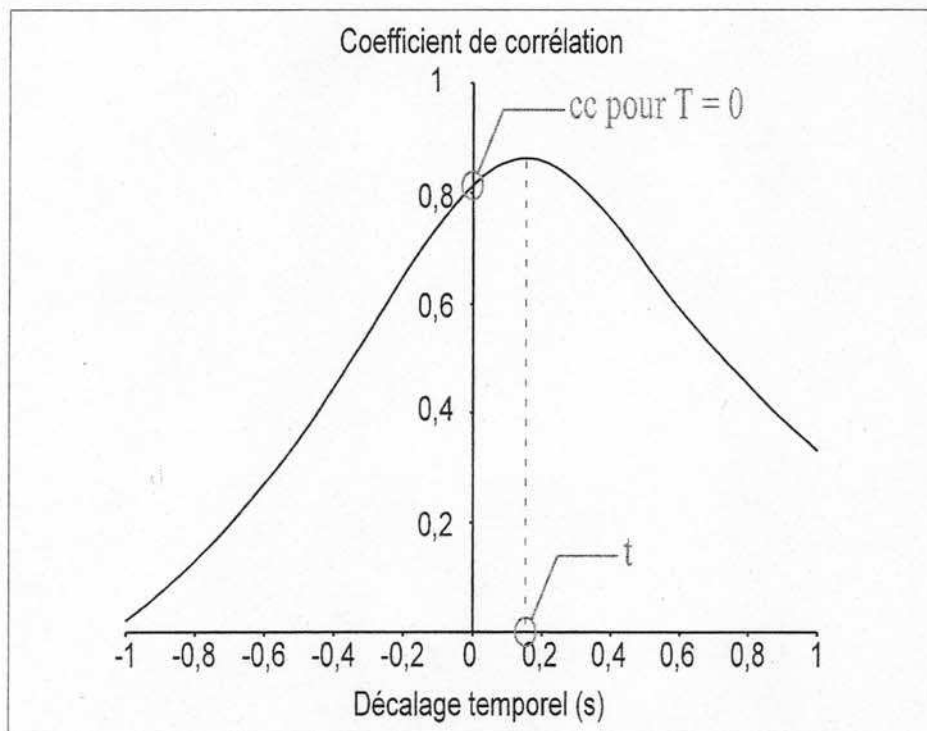


Figure 3: Exemple caractéristique d'une fonction d'inter-corrélation

Inter-corrélation entre les mouvements des CP plantaires chez un sujet pour lequel les mouvements du CP de l'appui surchargé (C_{sur}) sont en avance de 140 ms par rapport aux mouvements du CP de l'appui délesté (C_{del}) ($I = 140$ ms). La relation entre les mouvements est étudiée à partir de deux paramètres (en gris): la valeur de cc pour $I = 0$ et l'abscisse (I) du maximum de la courbe d'inter-corrélation.

Deux paramètres sont calculés pour chaque direction, (Fig. 3). 1) La valeur de la corrélation pour un décalage temporel nul, caractérisant le lien existant entre les deux mouvements. Des valeurs de coefficients de corrélations proches de 0 signifient que les mouvements sont indépendants les uns des autres. À l'inverse, des valeurs proches de 1 ou de -1 signifient que les mouvements sont liés et qu'ils s'effectuent respectivement en phase ou en opposition de phase. 2) Le décalage temporel entre les deux mouvements, correspondant à l'abscisse du maximum ou du minimum (selon que les mouvements s'effectuent en phase ou en opposition de phase) des fonctions d'inter-corrélation. Une valeur positive de τ signifie que les mouvements du CP_{sur} sont en avance par rapport aux mouvements du CP_{del} et vice-versa pour les valeurs négatives. Les caractéristiques spatiales de ces différents mouvements ont, quant à elles, été appréciées par l'intermédiaire d'une analyse fréquentielle. Les spectres obtenus à partir d'une transformée rapide de Fourier ont ensuite été caractérisés, dans les directions ML et AP, du point de vue des amplitudes au moyen de la *root mean square* (RMS) qui permet une quantification moyenne indépendamment de la fréquence :

$$RMS = \left(2 \sum_{i=j}^{i=k} A_i \right)^{1/2}$$

où i représente chaque classe de fréquence, j et k les bornes inférieure et supérieure de la bande de fréquences choisie (0 - 3 Hz), et A_i l'amplitude de chaque classe.

TRAITEMENT STATISTIQUE

Du fait de la faible taille des échantillons, les comparaisons intergroupes ont été effectuées à l'aide de tests statistiques non paramétriques. Les comparaisons de moyennes ont été effectuées à l'aide de deux types de tests basés sur les rangs : 1) un test pour échantillons appariés, le T de Wilcoxon ; 2) un test pour échantillons non-appariés, le U de Mann-Whitney. Le test T a été utilisé pour comparer les caractéristiques des mouvements mesurés sous les appuis de chaque sujet, le test U pour comparer les patients hémiplegiques avec les sujets sains.

Du fait du bornage des coefficients de corrélations ([-1; +1]), il n'est pas possible d'appliquer directement le traitement statistique. Les statistiques ont par conséquent été réalisées sur la transformée z des coefficients de corrélations, qui « déborde » et « normalise » les distributions comprises entre -1 et +1. Par contre, les moyennes des coefficients de corrélation par groupe apparaissant dans le texte sont les transformées inverses des valeurs moyennes des transformées z par groupe. Cette représentation présente l'avantage d'être concrète, remplaçant les valeurs entre leurs bornes naturelles (-1 et +1), tout en respectant les contraintes mathématiques.

$$z = \frac{1}{2} \log \left(\frac{1+cc}{1-cc} \right) \quad cc = \frac{(\exp 2z) - 1}{(\exp 2z) + 1}$$

où cc représente la valeur des coefficients de corrélations, et z la transformée de ces coefficients.

Le premier seuil de significativité pour l'ensemble des tests a été fixé à $p < 0,05$.

RÉSULTATS

Les sujets sains ont distribué en moyenne 65 ± 5 % de leur poids sur un appui.

L'équilibre postural de sujets sains asymétriques se caractérise au niveau de leurs appuis par des mouvements des CP plantaires de même amplitude: ($RMS\ CP_{sur} = 0,42 \pm 0,12$; $CP_{del} = 0,43 \pm 0,15$; $T = 43$, $p > 0,05$), indépendants dans la direction ML ($r = -0,09 \pm 0,39$, $p > 0,05$) mais liés ($r = 0,63 \pm 0,35$, $p < 0,01$) et synchronisés ($\tau = 20\ ms \pm 80\ ms$) dans la direction A P (Fig. 4).

La distribution de poids des patients hémiplegiques est analogue à celle des sujets sains puisque leur appui parétique supporte en moyenne 65 ± 11 % du poids corporel ($U = 98$, $p > 0,05$). En dépit de cette similitude d'asymétrie, les résultats montrent que les patients hémiplegiques emploient des stratégies de contrôle des mouvements des CP plantaires particulières.

Tout d'abord, les patients hémiplegiques se caractérisent par une asymétrie des caractéristiques des mouvements des CP plantaires (Fig. 4). Une première différence intervient au niveau de l'amplitude des mouvement élémentaires: ceux de l'appui sain sont largement plus amples que ceux de l'appui parétique (respectivement, $RMS = 0,90 \pm 0,35\ mm$, $RMS = 0,62 \pm 0,50\ mm$, $T = 15$, $p < 0,01$). Une seconde différence est à noter quant à leur degré d'indépendance que ce soit pour les directions ML ($r = 0,12 \pm 0,31$, $p > 0,05$) ou AP ($r = 0,29 \pm 0,49$, $p > 0,05$). Il est important de souligner que les patients se caractérisant par un déphasage important des mouvements AP des CP plantaires sont ceux dont les scores à l'évaluation du PASS sont les plus faibles ($r = 0,50$, $p < 0,05$).

Par contre, seulement trois patients se caractérisent par une désynchronisation AP des mouvements des CP plantaires, les mouvements du CP_{sur} sont respectivement en avance de 160, 210 et 270 ms par rapport aux mouvements du CP_{del} . Ces trois patients ont par ailleurs des caractéristiques cliniques communes. Malgré un accident vasculaire cérébral relativement ancien (> 5 mois), ils conservent des déficits moteurs et sensoriels importants (commande volontaire $< 31/80$, anesthésie tactile plantaire du membre parétique, héminégligence corporelle ou spatiale). En revanche, les évaluations cliniques de l'équilibre, de la marche ou de l'indépendance fonctionnelle, n'ont pas montré de déficits plus importants que pour le reste de la population de patients étudiée.

DISCUSSION

Comparativement aux sujets sains, les résultats ont montré que les patients hémiplegiques emploient des stratégies particulières de contrôle des

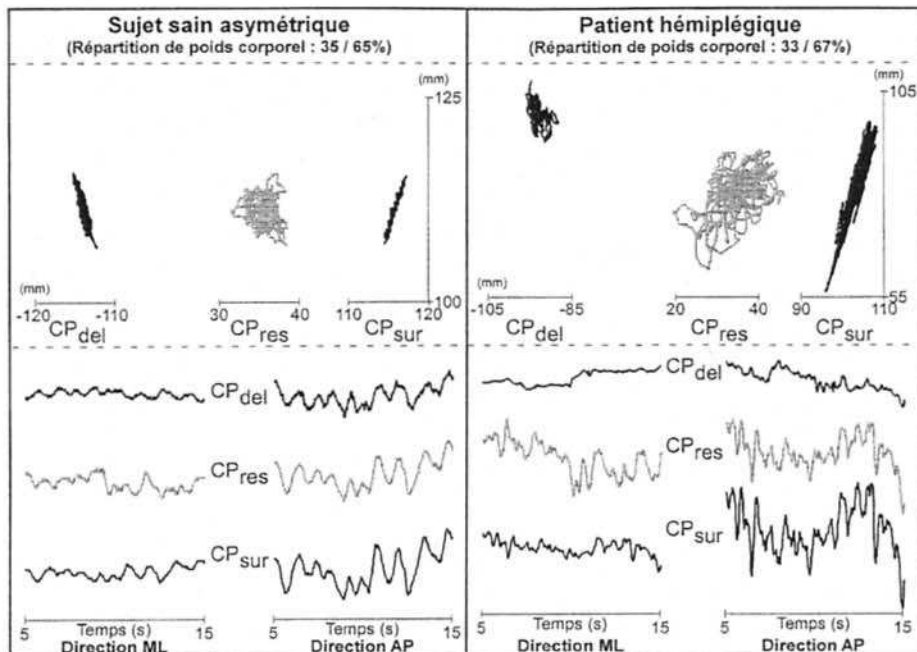


Figure 4 : Exemples caractéristiques des mouvements des CP plantaires droit et gauche (en noir) et résultant (CP_{res} en gris) chez un patient hémiplegique et un sujet sain ayant adopté la même asymétrie de répartition de poids

Les mouvements sont représentés dans le plan horizontal (partie haute) et décomposés dans les directions ML et AP (partie basse). N B : les tracés du sujet sain sont représentés à une échelle 1/2 par rapport aux tracés du patient hémiplegique.

mouvements des CP plantaires. Tout d'abord, les mouvements du CP_{sur} sont d'amplitudes supérieures à ceux du CP_{del} . En accord avec les travaux de Mizrahi *et al.* (1989), l'équilibre debout de ces patients peut se caractériser par une relative inactivité du membre parétique. Effectivement, le contrôle unilatéral étant déjà fortement dégradé, ils doivent prélever leur information sensorielle, et contrôler leur équilibre grâce à l'hémicorps sain. L'augmentation importante des mouvements du CP_{sur} pourrait être expliquée par l'incapacité qu'auraient ces patients à compenser l'intégralité du déficit unilatéral par leur hémicorps sain.

De plus, l'étude des fonctions d'inter-corrélation montre chez ces patients une indépendance et parfois une désynchronisation antéro-postérieure des mouvements des CP plantaires. Les conditions initiales de contrôle du CP_{res} deviennent alors plus difficiles. Chez des sujets normaux, le contrôle des oscillations s'effectue grâce à une sollicitation simultanée des mêmes muscles des deux appuis : les effets de chaque appui s'additionnant, les sujets sains parviennent à réduire les mouvements du CP_{res} et, par suite, ceux du CG. Dans la présente étude, la performance posturale des patients hémiplegiques est limitée par un contrôle des appuis dissymétrique du fait de l'ajout du handicap à l'asymétrie posturale (Sackley, 1990). Etant donné l'existence des deux

décalages spatial et temporel, l'action conjuguée des forces musculaires créées par les deux appuis apparaît alors moins efficace (les effets de chaque appui peuvent même s'opposer), induisant une plus forte dispersion des mouvements du CP_{res} (Shumway-Cook *et al.*, 1988; Borde et Teillard-Mignonat, 1990; Rode *et al.*, 1997) et une augmentation du déficit postural (Pérennou et Bronstein, sous presse). À l'inverse, il est certain que les patients hémiplegiques emploient cette stratégie particulière afin de limiter les effets du déficit unilatéral. Effectivement, l'emploi de cette stratégie particulière permet de « sur-représenter » les mouvements du CP de l'appui sain dans les mouvements du CP résultant (Fig. 4). Lorsque les déficits cliniques perdurent, malgré un AVC ancien, cet effet adaptatif semble être renforcé. Trois des patients étudiés sont capables de solliciter leur appui sain en avance par rapport à l'appui parétique. Les effets de l'appui parétique sur les mouvements du CP résultant sont alors d'autant plus réduits.

CONCLUSION

Cette étude a permis de montrer que les patients hémiplegiques emploient des stratégies particulières de contrôle de l'équilibre. Ces stratégies sont utilisées probablement en partie afin de limiter les pertes fonctionnelles liées au déficit unilatéral. Par contre, l'utilisation de ces stratégies peut contrarier les effets de chaque appui sur les mouvements du CP résultant, voire s'opposer à eux. Cette ambivalence tient au fait que l'emploi de ces stratégies particulières a très certainement pour objectif de limiter la dispersion des mouvements du CP résultant mais peut aussi en être une cause.

RÉSUMÉ

Introduction : Pour maintenir leur équilibre, les sujets sains produisent des mouvements des centres de pression (CP) plantaires en phase et synchronisés dans la direction antéro-postérieure (AP). Ce contrôle particulier leur permet de créer dans cette direction des mouvements réduits du CP résultant. Les patients hémiplegiques se caractérisent par un déficit unilatéral, déterminant une asymétrie corporelle.

Matériel et méthode : L'enregistrement a été effectué avec un système expérimental, une double plate-forme de force, permettant l'acquisition des mouvements de chacun des CP plantaires et le calcul des mouvements du CP résultant. Les sujets ont été installés debout dans une position standardisée avec un pied sur chaque plate-forme. Les fonctions d'intercorrélation ont été calculées entre les mouvements des CP plantaires.

Résultats : Les mouvements des CP plantaires des patients sont indépendants dans la direction AP. Chez certains, un décalage temporel significatif existe entre les mouvements des CP plantaires, les mouvements du CP sain étant en avance par rapport à ceux de l'appui parétique.

Discussion : Du fait du déficit unilatéral, les patients hémiplegiques contrôlent indépendamment leurs deux appuis, l'appui sain étant investi prioritairement.

Afin de limiter les pertes fonctionnelles, les patients utilisent une stratégie permettant de sur-représenter les mouvements du CP sain dans les mouvements du CP résultant.

BIBLIOGRAPHIE

- Ashworth, B. (1964). Preliminary trial of carisoprodol in multiple sclerosis. *Practitioner*, 192, 540-542.
- Benaim, C., Pérennou, D., Villy, J., Rousseaux, M., Pélissier, J. (1999). Validation of a standardized assessment of postural control in stroke patient: The PASS. *Stroke*, 30: 1862-1868.
- Borde, C., Teillard-Mignonat, S. (1990). Statokinésimétrie et médecine de rééducation. Etude préliminaire sur 50 patients. *Ann Réadapt Med Phys*, 33, 63-71.
- Dickstein, R., Nissam, M., Pillar, T., Scheer, D. (1984). Foot ground pressure pattern of standing hemiplegic patients. Major characteristics and patterns of improvement. *Phys Ther*, 64, 1, 19-23.
- Gauthier, L., Dehaut, F., Joannette, Y. (1989). The bells test for visual neglect. A quantitative and qualitative test for visual neglect. *Int J Neuropsychol*, 11, 49-54.
- Genthon, N., Rougier, P. (2003). Analyse biomécanique de la contribution relative de chacun des appuis dans le contrôle de la station debout non perturbée. *ITBM-RBM*, 24, 238-247.
- Geurts, A., Haart, M., Van Ness, I., Fasotti, L., Van Limbeek, J. (2001). *Restoration of postural symmetry following stroke*. In: Duyssens, J. (Ed), *Control of posture and gait*. 637-640.
- Held, J., Pierrot-Desselligny, E., Bussel, B., Perrigot, M., Mahler, M. (1975). Devenir des hémiplésies vasculaires par atteinte sylvienne en fonction du côté de la lésion. *Ann Réadapt Méd Phys*, 1, 8, 592-604.
- Max, J. (1985). *Méthodes et techniques de traitement du signal et application aux mesures physiques*. Vol 1 : principes généraux et méthodes classiques. Masson, Paris.
- Mizrahi, J., Solzi, P., Ring, H., Nissel, R. (1989). Postural stability in stroke patients: vectorial expression of asymmetry, sway activity and relative sequence of reactive forces. *Med Biol Eng Comp*, 27, 181-190.
- Pélissier, J., Pérennou, D., Dupeyron, G., Codine, P., Hérisson, C., Simon, L. (1990). Hémiplégie ictale et cécité: problèmes spécifiques de rééducation. *Ann Réadaptation Méd Phys*, 33, 309-314.
- Pérennou, D., Leblond, C., Amblard, B., Micallef, J.P., Rouget, E., Pélissier, J. (2000). The polymodal sensory cortex is crucial for controlling lateral postural stability: Evidence from stroke patients. *Brain res Bull*, 53, 3, 359-365.
- Pérennou, D., Bronstein, A. (2004). *Balance disorders and vertigo after stroke: assessment and rehabilitation*. In: Bogousslavsky, J., Barnes, M., Dobkin, B. (Eds), *Recovery after stroke*. Cambridge University Press (sous presse).

-
- Rode, G., Tiliket, C., Boisson, D. (1997). Predominance of postural imbalance in left hemiparetic patients. *Scand J Rehab Med*, 29, 11-16.
- Sackley, C. (1990). The relationship between weight bearing asymmetry after stroke, motor function and activities of daily living. *Physiother Theo Pract*, 6, 179-185.
- Semmes, J., Weinstein, S., Ghent, L., Teuber, H. (1960). *Somatosensory changes after penetrating brain wounds in man*. Harvard University Press, Cambridge.
- Shumway-Cook, A., Anson, D., Haller, S. (1988). Postural sway biofeedback: its effect on reestablishing stance stability in hemiplegic patients. *Arch Phys Med Rehabil*, 69, 395-400.
- Talairach, J., Tournoux, P. (1988). *Co-planar stereotaxic atlas of the human brain: 3-dimensional proportional system: An approach to cerebral imaging*. Thieme, Stuttgart.
- Winter, D.A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture*, 3, 4, 193-214.

ANNEXE 4 :

Genthon N, Rougier P.

Does the capacity to appropriately stabilise trunk movements facilitate the control of upright standing?

Motor Control. (2006) ; Sous presse.

Does the capacity to appropriately stabilise trunk movements facilitate the control of upright standing?

Genthon N, Rougier P

Laboratoire de modélisation des Activités Sportives, Université de Savoie, Domaine

Scientifique de Savoie-Technolac, 73 376 Le Bourget du Lac cedex, France

Tel (33) 4 79 75 81 15 - Fax (33) 4 79 75 81 48

Mail: nicolas.genthon@univ-savoie.fr

Abstract

This study was aimed at assessing the possible relationship between upright and sitting postures in healthy adults. The centre of pressure trajectories from the force platform on which the subjects stood or sat were analysed through a frequency analysis and modelled through the fractional Brownian motion framework. The same type of control process was involved during sitting and upright posture maintenance. Both upright and sitting posture would be controlled by the same mechanical law an/or by the same type of central process. Conversely, these two postures presented different characteristics and a relative independence. Both postures displayed specific biomechanical constraints and involved specific effectors, in particular along the anterior-posterior axis. Thus, performances in these two postures are completely independent in the anterior-posterior axis, whereas they are slightly link in the medio-lateral one. Improved trunk functions in order to improved postural stability have an interest solely in order to improved lateral stabilisation.

Key Words: Upright posture, sitting position, trunk, centre of pressure, fractional Brownian motion framework

Introduction

Posture can be defined as the position of the body segments at a given time. All species adopt a different reference posture, genetically determined and acquired from birth. In humans, upright standing is generally viewed as the reference posture, but depending on the context and of the objective of the individual, various postures can nonetheless be adopted. Whatever the posture, its maintenance, according to Massion (1994), ensures two functions: -1) an antigravity stabilisation aimed at counteracting weight forces in order to build segmental association defining the posture. In a static condition, it requires that the centre of gravity (CG) is vertically projected within the base of support. -2) an orientation and exterior environment interface for perception and action. Its function consists of defining body segment position and orientation in order to determine the relative body position in the environment.

In addition, postural maintenance requires the relative stabilisation of the whole body segments. In upright posture, this control is principally organised around the ankle joint, its main rotation axis. Upright posture maintenance is thus generally associated to an inverted pendulum oscillating around the ankles (Winter et al., 1996). In this position, the destabilising torque created by the whole body sway is very significant. This torque is defined by the segment mass and by the distance of its centre of mass from the ankle axis. Upper body segments (trunk, arms, head) represent about 68% of body mass, and the distance between their centre of mass and the ankle rotation axis represents about 80% of the subjects' height (Dempster, 1973), creating a more significant segmental destabilising torque. From a biomechanical point of view, upper body segments (trunk, arms, head) are the segments that are more crucially involved. Even though the inverted pendulum has been validated as a fair way to model human upright standing (Winter et al., 1996), this feature has been contradicted by several studies (Day et

al., 1993; Accornero et al., 1997; Aramaki et al., 2001). These studies have therefore suggested a strong influence of trunk control in upright posture stabilisation. Healthy subjects would reduce CG movements by a reciprocal control of hip and ankle joints (Aramaki et al., 2001). The relative capacity to control upper body segments, and more precisely trunk motions, would therefore play a facilitator role in upright posture. Bilateral antagonist flexor/extensor (quadriceps, rectus abdominis, biceps femoris, and latissimus dorsi muscles) and bilateral antagonist abductor/adductor of the trunk (left and right obliquus abdominis externi and obliquus abdominis interni) are muscle groups principally involved in the control of the trunk motions, along the antero-posterior (AP) and medio-lateral (ML) axes, respectively (Belenkii et al., 1967; Creswell et al., 1994).

Along these lines, the main aim of this study is to characterise the importance of the capacity to control trunk motions in upright posture. To this end, healthy subjects were evaluated in both sitting and upright postures. The sitting position was used because of the importance of trunk muscles in postural stabilisation in this position (Harbourne et al., 1993; Zedka et al., 1998). Our principal question could be formulated as follows: Are the subjects characterised by a better sitting posture stabilisation also those characterised by a better upright postural stabilisation? This question was solved by investigating possible relationships between upright and sitting regulations and by comparing the postural behaviour of sitting subjects to that encountered in upright posture. It was hypothesised that the same process could be involved in both postural controls. On the other hand, due to specific biomechanical constraints (lower number of degree of freedom, larger support area, lower CG height), the performance (body sway) should be independent in both postures.

Methods

Subjects

32 healthy subjects (16 males, 16 females) were included in this study. All subjects were adults averaging 23.2 ± 4.7 years (mean \pm standard-deviation), (height: 171.5 ± 7.0 cm; body mass: 63.8 ± 7.7 kg), having no known neuromuscular or traumatic impairment. They were informed of the protocol and agreed to participate.

Task and procedure

Subjects were evaluated in a random order through upright standing (STA) and sitting (SIT) conditions consisting of 5 trials (duration: 64s, rest periods: 50s). In the STA condition, subjects stood barefoot on a force platform (Equi+, PF01, Aix les Bains, France) in a natural position (feet abducted at 20° , heels separated by 3 cm) with their arms at their sides (**figure 1**). In the SIT condition, subjects sat down on the force platform, their

back unsupported and shanks and feet hanging, arms crossed on the abdomen (**figure 1**). The platform border was positioned in such a way that the distance from the popliteus hollows corresponded to one third of the thigh length. In both conditions, the subjects closed their eyes and were instructed to limit their trunk or body motions as much as possible, for the SIT and STA conditions, respectively. Five minutes, at least, were allowed between the two conditions.

For both conditions, CP displacements were measured from the force platform. The ground reaction forces, issued from three vertical mono-axial dynamometric load cells (range: 0-400 N), were monitored during the tests. The signals were then amplified and converted from analogue to digital form through a 12 bits acquisition card and recorded with a 64 Hz frequency on a personal computer.



Figure 1 : Photography of one subject evaluated in the both tasks: upright (left part) and sitting position (right part)

Signal processing

Two analyses were used to characterise these CP displacements. Firstly a frequency analysis was conducted to analyse their spatial and temporal characteristics. Secondly a fractional Brownian motion analysis was performed to assess the degree of control involved in the CP trajectories. Both analyses were achieved for the CP trajectories projected along the medio-lateral (ML) and antero-posterior (AP) axes.

The CP trajectories were converted in the frequency domain through a fast Fourier transform in order to obtain the amplitude distribution as a function of the frequency. The frequency spectra were then characterised through parameters such as the root mean square (RMS) and the mean power frequency (MPF). The former quantifies the range of motions independently of the frequency whilst the latter represents its mean frequency, i.e. the mean times for these motions to return to an identical position. These parameters were calculated on a frequency bandwidth of 0-3Hz.

$$\text{RMS} = \sqrt{\frac{\sum_{i=j}^{i=k} A_i^2}{k}}$$

$$\text{MPF} = \frac{\sum_{i=j}^{i=k} (S_i \times A_i)}{\sum_{i=j}^{i=k} A_i}$$

where i represents the frequency class, j and k the range of the frequency band, A_i the range of the class and S_i its median frequency.

A mathematical model termed fractional Brownian motion (fBm), initially described by Mandelbrot and Van Ness (1968), was also used. This method, used for analysing upright undisturbed posture (Collins & De Luca, 1993; Rougier, 1999a), presents the main advantage of extracting significant parameters aimed at defining the nature and the level of the control involved in a given motion. The principle of fBm modelling is that the aspect of a trajectory, expressed as a function of time, may be quantified by a fractional, i.e. a non finite integer space dimension. This latter, by definition greater than zero and less than one, thus provides a quantitative measurement of unevenness of a trajectory. This fractional dimension D is

linked to a scaling exponent H since $D=1-H$ for a point displaced through a single axis.

As shown by the formula, fBm modelling requires investigation of the link, through a scaling exponent H , between the mean square displacements $\langle \Delta x^2 \rangle$ as a function of increasing times intervals Δt .

$$\langle \Delta x^2 \rangle = \Delta t^{2H}$$

To be precise, the scaling regime H graphically corresponds to the half slope of the line portions constituting a variogram depicted bi-logarithmically. A median value of 0.5 for H indicates a lack of correlation between past and future increments and suggests that a pure random walk or stochastic process operates. On the other hand, if H differs from 0.5, positive ($H>0.5$) or negative ($H<0.5$) correlation can be inferred, indicating that the greater probability for a material point is to continue along or to turn back from a given axis, respectively. As the scaling regimes move away from the 0.5 median value, it would suggest that the contribution of deterministic mechanisms is increased.

Since two straight lines generally characterise variograms relative to whatever trajectories are issued from undisturbed upright posture, two scaling regimes of short (H_{sl}) and long latencies (H_{ll}), which correspond to the shortest and the longest Δt respectively, have thus to be computed. A final step in this process consists in the determination of the transition point corresponding to the slope inflection. This point is particularly important since it determines (through a least square method) the computation of the successive scaling regimes, and then the transition between the two control mechanisms. The objective method used for this purpose is based on the evolution, as a function of increasing Δt , of the distance between the calculated variograms and those expressing a completely stochastic process, i.e. a straight line with a one slope (described in detail by Rougier, 1999b). Then, the mean square distance (Δx^2) and the mean time lag (Δt), characterising the spatio-temporal co-ordinates of the transition point have to be extracted.

Statistical analysis

Normal distributions were assessed for the demographic data and for the calculated parameters through the Kolmogorov-Smirnov test. Given that all of the differences between normal and tested distributions were not statistically significant ($p > .05$), the subsequent statistical analysis was performed through parametric tests. The various parameters

computed from the CP trajectories along ML and AP axes for the two SIT and STA conditions were analysed through a two factor (axis, condition) analysis of variance (ANOVA), the Newman-Keuls test being used as post hoc. The relationships were assessed through the non parametric Spearman correlation tests. The first level of significance for all tests was set at $p < .05$.

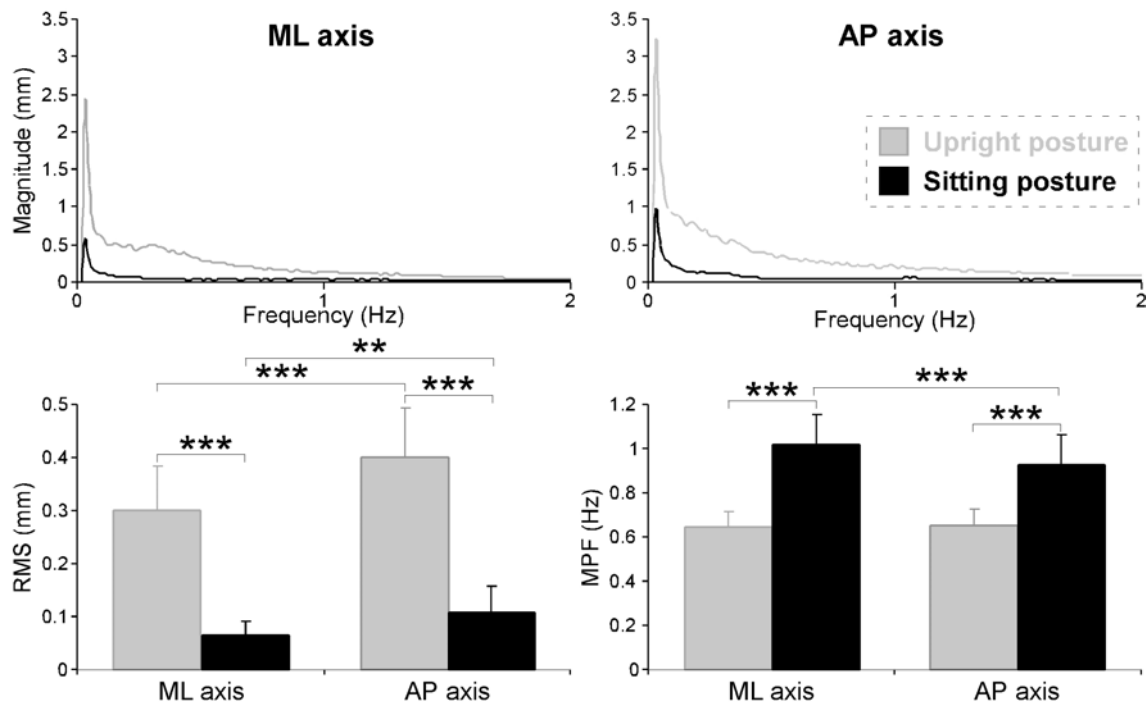


Figure 2 : Upper part: Average CP spectra, characterising the whole sample population, for both sitting and upright standing conditions. These spectra are decomposed along ML (black line) and AP axes (grey line). Note: on the sitting frequency spectra, a second frequency peak is generally observed around 0,3Hz but, due to its position variability, cannot be observed on the traces. Lower part: Parameters aimed at characterising these spectra (magnitude: RMS and mean frequency: MPF) (** $p < .01$, *** $p < .001$).

Results

Frequency analysis

Mean frequency spectra, decomposed along ML and AP axes and frequency parameters are presented in [figure 2](#).

CP spectrum mean magnitude: Some effects were found for the factors position ($F(1,124) = 436.34$, $p < .001$), axis ($F(1,124) = 34.69$, $p < .001$) and for the position - axis interaction ($F(1,124) = 5.07$, $p < .05$). Being further analysed, it was shown that CP spectra from the SIT condition, when compared to upright posture, were characterised by lower magnitudes along both ML ($p < .001$) and AP axes ($p < .001$). Some larger CP magnitude, observed in the AP axis when compared to the

ML one, was also found during STA ($p < .001$) and SIT conditions ($p < .01$).

CP spectrum mean frequency: Some effects were found for the position ($F(1,124) = 119.07$, $p < .001$) and axis factors ($F(1,124) = 8.83$, $p < .01$) and for the factor position - axis interaction ($F(1,124) = 6.01$, $p < .05$). When compared to the STA condition, the CP displacements display increased frequency bandwidths (as expressed through larger MPF) for the ML ($p < .001$) and the AP ($p < .001$) axes. In addition, for the SIT condition, these MPF were higher in the ML axis when compared to the AP ($p < .001$) one.

Fractional Brownian motion analysis

Interestingly, variograms calculated through CP displacements measured in the sitting position display similar characteristics to those computed from upright standing (Figure 3). For ML and AP axes, two straight

lines can indeed still be seen, separated by a transition point, revealing that two successive controls operate in the sitting position, as for upright standing.

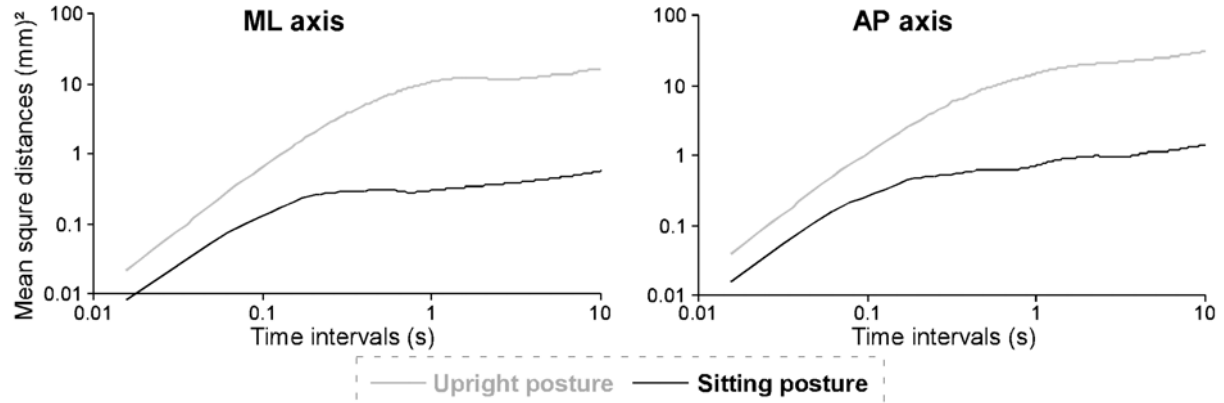


Figure 3 : Mean CP variograms for each posture (sitting: right part and standing: left part) decomposed along ML (dotted line) and AP (continuous line) axes characterising the whole sample population. The variograms express the mean square distance as a function of increasing time intervals and are plotted through a log-log scale.

Transition point co-ordinates: data is presented in figure 4. For the time interval (Δt) separating the two successive control mechanisms, some statistical significant effects were noticed for the position ($F(1,124) = 213.91$, $p < .001$) and axis factors ($F(1,124) = 7.35$, $p < .01$) whereas no position – axis interaction was highlighted ($F(1,124) = 2.78$, $p = .10$). Shorter Δt were found in the SIT condition (as compared to STA) and for the AP axis (as compared to ML). Concerning the mean square distance covered for this Δt , an effect was found only for the position factor ($F(1,124) = 123.88$, $p < .001$). Shorter $\langle \Delta x^2 \rangle$ were found for the SIT condition when compared to the STA one. In the SIT condition, the corrective process operating over the longer Δt and aimed at displacing the CG back to its equilibrium position is initiated after a shorter distance and time.

Control mechanisms: As illustrated by figure 4, some effects were found for the

control mechanisms occurring over the shortest Δt (H_{sl}) for the condition ($F(1,124) = 24.81$, $p < .001$) and axis factors ($F(1,124) = 4.69$, $p < .05$) and their interaction ($F(1,124) = 10.88$, $p < .001$). To be more precise, in the SIT condition, the quality of the control involved in CP movements over the shortest Δt was deteriorated along the ML axis, when compared to the AP axis ($p < .001$) and to the STA condition ($p < .001$). In the AP axis, the level of control involved in CP motions during the shortest times intervals were no different between SIT and STA conditions ($p = .23$). For the control mechanism operating over the longest Δt (H_{ll}), some effects were only found for the axis factor ($F(1,124) = 8.35$, $p < .01$), whereas the condition factor ($F(1,124) = 0.03$, $p = .87$) and their interaction remain statistically non-significant ($F(1,124) = 3.47$, $p = .07$).

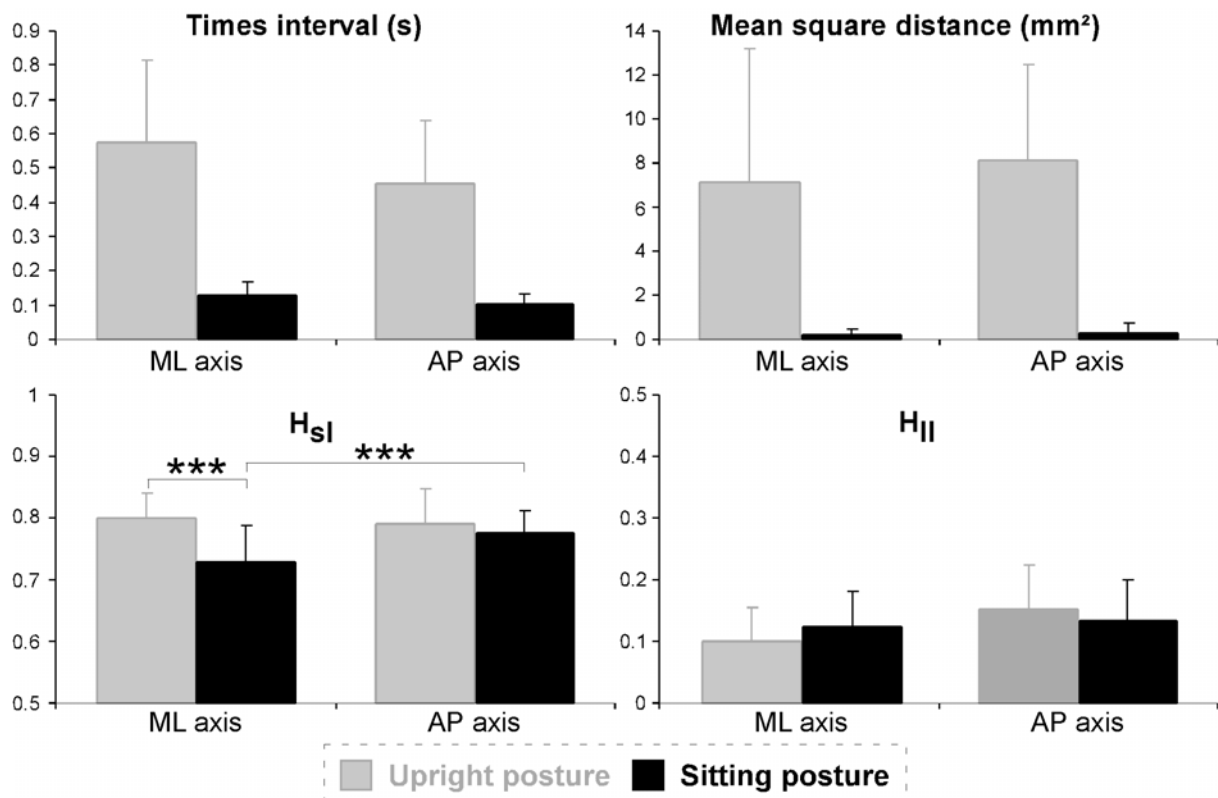


Figure 4 : Fractional Brownian motion parameters. Upper part: coordinates of the transition point between the two successive mechanisms, intervening for the shortest and longest times intervals. Lower part: quality of the control involved in CP movements, over the shortest and longest times intervals. Upright standing and sitting parameters are represented along both ML (in black) and AP axes (in grey) (*, $p < .001$).**

Relationships between upright and sitting conditions

The results of the Spearman correlation coefficients between the parameters computed from the SIT and STA conditions are presented in [table 1](#). Along the ML axis, there was a slight positive relationship between MPF and H_{ll} measured in SIT and STA conditions. Subjects characterised by the larger MPF and by the lesser control of the CP movements over the longest time intervals in STA, are also those characterised by a larger MPF and by a deteriorated control in the SIT condition. Along the AP axis, only one slight positive correlation was computed which involves the mean square distance covered $\langle \Delta x^2 \rangle$ at the onset of the corrective mechanisms.

		ML axis	AP axis
Frequency analysis	RMS (mm)	0.12 (0.50)	0.08 (0.67)
	MPF (Hz)	0.46 (0.01)	0.13 (0.49)
Fractional Brownian motion analysis	Δt (ms)	-0.06 (0.76)	0.10 (0.56)
	Δx^2 (mm²)	0.19 (0.29)	0.41 (0.02)
	H_{sl}	-0.25 (0.17)	-0.10 (0.58)
	H_{ll}	0.40 (0.02)	-0.20 (0.28)

Table 1 : Spearman coefficient correlation between parameters computed for SIT and STA conditions (with P values noted in brackets). Statistically significant values are in bold.

Discussion

The main purpose of our study was to assess whether the capacity to appropriately stabilise trunk movements could facilitate the control of upright standing. To this aim, 32 healthy subjects were evaluated in both sitting and upright conditions. The characteristics and the possible relationships between these two postures were studied. This approach revealed two findings: i) Upright and sitting conditions were regulated by the same type of processes. ii) Due to some particular biomechanical constraints applied to upright and sitting conditions, the performances of individuals in these two postures appear largely independent.

The control involved in the sitting position presents similar characteristics to those observed in upright standing

In accordance with the work of Cholewicki et al. (2000), fBm modelling reveals that two successive mechanisms separated by a transition point intervene in the sitting stabilisation. Data reported by Cholewicki et al. (2000) are slightly different from our values, because of the different computing methods employed. Persistent and anti-persistent behaviours intervene in both sitting and upright standing, indicating that the main trend for the CP is to move away from this initial position or, conversely, to return to its initial position, respectively. In accordance with previous studies on the topic (Collins & De Luca, 1993; Peterka, 2000), these results would suggest that, as for upright standing, the sitting position is regulated by both a destabilising and a restabilising process. These similitudes suggest that both sitting and upright posture have nearby mechanical characteristics (Peterka, 2000) and/or are controlled by a same central behaviour (Collins & De Luca, 1993). The first level of control, inciting the CP to move away from its initial position, would be principally caused by the external (gravity) and internal postural perturbations (blood circulation, breathing and incapacity for the skeletal muscles to produce a purely constant force). The second process, inciting the CP to return to its initial position, would be principally achieved through afferent inputs (Collins & De Luca, 1993; Rougier, 1999a). This stabilising process consists of regulating the internal and external perturbations to avoid a fall. In this study, three afferent inputs

(tactile, kinaesthetic, and vestibular) were available. The major difference between upright and sitting positions rests in tactile and joint afferent inputs: plantar sole receptors and ankle receptors are replaced by buttock and thigh cutaneous receptors and by hip receptors. It is well known that the former are largely specialised in upright standing regulation (Clement et al., 1984; Dietz et al., 1992), whilst the influence of the latter is less known. Since our results do not highlight any difference in the level of control (through scaling regimes H_{sl} and H_{ll}) involved in the stabilising processes, it can be deduced that the afferent inputs contribute to upright and sitting position controls in a similar fashion.

The biomechanical constraints are reduced during sitting position maintenance

In comparison to upright standing, sitting position maintenance is characterised by some reduced biomechanical constraints: 1) The area of support is about 200% larger, 2) the number of joints to control is reduced and 3) the vertical distance between the centre of gravity and the support surface is reduced by about 75%. Thus, in the sitting position, the negative effects on postural control and stabilisation induced by internal and external perturbations are reduced. This expectation could explain our results, which show that the corrective process intervenes sooner (after less distance and time). The main advantage of such a feature is to infer reduced CP movements. This trend was confirmed since some lower CP magnitudes were observed in the sitting position when compared to upright posture along both ML and AP axes. This foreseeable result could be interpreted as the result of reduced co-contractions involving agonist and antagonist muscles in sitting position stabilisation, when compared to upright standing.

The mobility of the postural chain is reduced during sitting position maintenance

As mentioned above, the postural destabilisation is partly due to internal perturbations (blood circulation, breathing and incapacity for the skeletal muscles to produce

constant force). In upright standing, these internal perturbations are usually compensated by some antiphasic motions at the head and hip levels (Gurfinkel et al., 1971). This compensatory capacity, known as the posturo-kinetic capacity (Bouisset and Zattara, 1983), is a dynamic process directly dependent on the mobility of the postural chain, and then of the number of degrees of freedom (Kantor et al., 2001).

In the sitting position, the number of degrees of freedom and then the mobility of the postural chain are reduced, inducing a lessened capacity to compensate the internal perturbations. Due to the larger influence of the internal perturbation on sitting position regulation (Bouisset and Duchene, 1994), less deterministic processes can be expected over the shortest time intervals. Interestingly, this trend was not completely confirmed by our results. To be precise, when compared to upright standing, an enhancement of the contribution of the stochastic activity (through scaling regimes H_{si}) was observed in the sitting position regulation, although solely for the ML axis. This fact however does not completely contradict our hypothesis that in the sitting position and due to its bi-ischiatic support, the pelvis presented a lesser mobility in the frontal plane than in the sagittal one. Then, in the SIT position a lesser mobility of the postural chain is expected in the frontal plane in comparison to the sagittal one, inducing a reduced capacity to compensate internal and external perturbations in the frontal plane compared to the sagittal one. These observations could explain the larger stochastic process intervening during the destabilising process in the SIT position solely for the frontal plane.

In the same way, a shift of the CP frequency spectra towards the higher frequencies was observed in the sitting position. In this task, three motions occurring on different frequency bandwidths are usually identified from posturographic data (CP). The first one, ranging from 0 to 0.17Hz, is generally attributed to changes in the antigravity muscles during postural maintenance (Thomas and Whitney, 1959; Murray et al., 1975). The second and third, ranging from 0.18 to 0.29Hz and 0.9 to 1.7 Hz, respectively corresponds to the respiratory (Bouisset and Duchene, 1994) and heart rate perturbations. Theoretically, these increased MPF in the sitting position CP displacements

could be accounted for by a reduced CP magnitude over the lower frequencies and/or by larger magnitudes over the higher frequencies. Both hypotheses could, a priori, be conceivable. Some reduced magnitudes occurring for the lowest CP frequencies could be interpreted as a result of a lower contribution of postural muscles, a feature which could stem from the reduced biomechanical constraints applied to the sitting position. Furthermore, and in accordance with Bouisset and Duchene (1994), this interpretation could be insufficient. Spontaneous respiratory and heart rate and magnitude were supposedly similar in both postures, the lesser mobility of the postural chain in sitting posture could induce some larger effects of these internal perturbations. These lessened compensations could also induce a shift of the MPF towards the larger values. As a result, the enhanced MPF shift of CP displacements during sitting position maintenance could be due to the decrease in muscular activity and by a smaller compensation of the internal perturbation. More precisely, and in accordance with the previous paragraph, this enhancement is larger along the ML axis than along the AP one. This result confirms the importance of the postural chain mobility in order to compensate internal perturbation, mobility which is reduced along the ML axis in comparison to the AP one.

Trunk control would not be a good predictor for upright standing performance

A total independency between upright and sitting position maintenances was observed regarding the mean CP magnitude, the delay before engaging the corrective process, and the degree of control of the CP movements over the shortest time intervals (Table 1). Even though a comparable postural regulation is involved in these two postures, the biomechanical constraints and the effectors invested are different. These differences could explain the independence between these postures.

Two relationships between sitting and upright standing were noticed along the ML axis, involving MPF of CP movements and long latency scaling regimes H_{li} , which quantify the control involved during the

corrective process operating over the longest time intervals. The effectors involved in upright and sitting positions are similar along the ML axis (hip adductors/abductors), whereas they are different along the AP one. This feature could alone explain this relationship observed solely along the ML axis where both central process and effectors are supposedly similar in upright and sitting postures. Thereby the quality of the control for the longest time intervals in both sitting and upright postures were linked.

Conclusion

Upright and sitting postures present some similarities. Two different forces (disturbing and facilitating) acting on both postures could be supposed consisting of random disturbance and control torques. In others words, the postural regulation would be similarly constrained: following a destabilisation, due to the internal and external perturbations. A stabilisation, linked to the afferent inputs, must be then engaged.

Concerning the relationship between upright and sitting maintenances, particular observations were made along the sagittal and frontal planes. In the sagittal plane, sitting and upright standing were independent whilst they were linked in the frontal plane. Although upper body segments constituted a larger part of the mass determining the larger destabilising moment in both planes and although they are not totally fixed in upright posture, their control have a low influence on upright postural behaviour. In the sagittal plane, postural stabilisation would be principally determined by the lower limb posturo-kinetic capacity. Conversely, both lateral sitting and standing behaviours are controlled by hip adductors/abductors. Optimizing trunk function in order to enhance standing postural behaviour would then be achieved solely for the lateral stability.

References

Accornero, N., Capozza, M., Rinalduzzi, S. and Manfredi, G. W. (1997). Clinical multisegmental posturography: age related changes in stance control. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.*; **105** 213-219.

Aramaki, Y., Nozaki, D., Masani, K., Sato, T., Nakazawa, K. and Yano, H. (2001). Reciprocal angular acceleration of the ankle and hip joints during quiet standing in humans. *Exp Brain Res.*; **136** (4): 463-73.

Belen'kii, V. E., Gurfinkel, V. S. and Pal'tsev, E. I. (1967). [Control elements of voluntary movements]. *Biofizika.*; **12** (1): 135-41.

Bouisset, S. and Zattara, M. (1983). Anticipatory postural movements related to a voluntary movement. In: Pub, C. (Eds), *Space Physiology* Toulouse:

Bouisset, S. and Duchene, J. L. (1994). Is body balance more perturbed by respiration in seating than in standing posture? *Neuroreport.*; **5** (8): 957-60.

Cholewicki, J., Polzhofer, G. K. and Radebold, A. (2000). Postural control of trunk during unstable sitting. *J Biomech.*; **33** (12): 1733-7.

Clement, G., Gurfinkel, V. S., Lestienne, F., Lipshits, M. I. and Popov, K. E. (1984). Adaptation of postural control to weightlessness. *Exp Brain Res.*; **57** (1): 61-72.

Collins, J. J. and De Luca, C. J. (1993). Open-loop and closed-loop control of posture: a random-walk analysis of center-of-pressure trajectories. *Exp Brain Res.*; **95** (2): 308-18.

Cresswell, A. G., Oddsson, L. and Thorstensson, A. (1994). The influence of sudden perturbations on trunk muscle activity and intra-abdominal pressure while standing. *Exp Brain Res.*; **98** (2): 336-41.

Day, B. L., Steiger, M. J., Thompson, P. D. and Marsden, C. D. (1993). Effect of vision and stance width on human body motion when standing: implications for afferent control of lateral sway. *J Physiol.*; **469** 479-99.

Dempster, M. (1973). In: (Eds), *Biomechanics of sport* Philadelphia: Miller and Nelson.

Dietz, V., Gollhofer, A., Kleiber, M. and Trippel, M. (1992). Regulation of bipedal stance: dependency on "load" receptors. *Exp Brain Res.*; **89** (1): 229-31.

Gurfinkel, E. V., Kots, Y. M., Paltsev, E. I. and Feldman, A. (1971). The compensation of respiratory disturbances of the erect posture of man as an example of the organisation of interarticular action. In: Gurfinkel, V., Fomin and Tsetli ML (Eds), (382-395). Cambridge: MIT press.

Harbourne, R. T., Giuliani, C. and Neela, J. M. (1993). A kinematic and electromyographic analysis of the development of sitting posture in infants. *Dev. Psychobiol.*; **26** (1): 51-64.

Kantor, E., Poupard, L., Le Bozec, S. and Bouisset, S. (2001). Does body stability depend on postural chain mobility or stability area ? *Neurosci Lett.*; **308** 128-132.

Mandelbrot, B. B. and Van Ness, J. W. (1968). Fractional Brownian motions, fractional noises and applications. *SIAM Rev.*; **10** 422-437.

Massion, J. (1994). Postural control system. *Curr Opin Neurobiol.*; **4** (6): 877-87.

Murray, M. P., Seireg, A. A. and Sepic, S. B. (1975). Normal postural stability and steadiness: quantitative assessment. *J bone Joint Surg.*; **57** (A): 510-516.

Peterka, R. J. (2000). Postural control model interpretation of stabilogram diffusion analysis. *Biol. Cybern.*; **82** 335-343.

Rougier, P. (1999a). Influence of visual feedback on successive control mechanisms in upright quiet stance in humans assessed by fractional Brownian motion modelling. *Neurosci Lett.*; **266** (3): 157-60.

Rougier, P. (1999b). Automatic determination of the transition between successive control mechanisms in upright stance assessed by modelling of the centre of pressure. *Arch Physiol Biochem.*; **107** (1): 35-42.

Thomas, D. P. and Whitney, R. J. (1959). Postural movements during normal standing in man. *J Anat.*; **93** 524-39.

Winter, D. A., Prince, F., Frank, J. S., Powell, C. and Zabjek, K. F. (1996). Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance. *J Neurophysiol.*; **75** (6): 2334-43.

Zedka, M., Kumar, S. and Narayan, Y. (1998). Electromyographic response of the trunk muscles to postural perturbation in sitting subjects. *J Electromyogr Kinesiol.*; **8** (1): 3-10.

ANNEXE 5 :

Genthon N, Vuillerme N, Monnet JP, Petit C, Rougier P.

*Evaluation de la station assise : Caractéristiques et
exemple chez l'hémiplégique.*

Dans le livre APE. Eds Lacour M et Weber B. Edition
Solal (2006) ; sous presse.

Evaluation de la station assise : *Caractéristiques et exemple chez l'hémiplégique*

N Genthon¹, N Vuillerme¹, JP Monnet², C Petit³, P Rougier¹

¹ Laboratoire de modélisation des activités sportives, Université de Savoie, Domaine universitaire de Savoie Technolac, 73376 Le Bourget du Lac cedex

² Ecole de kinésithérapie du CHU de Grenoble 38130 Echirolles

³ Centre Hospitalier Régional, 1 avenue de Trésum, 74000 Annecy

Résumé

L'objectif de notre travail est double. 1) caractériser le comportement assis de patients hémiplégiques. 2) Déterminer dans quelles mesure ces déficiences assises peuvent-elles être prédictives de déficiences debout.

42 sujets sains et 10 patients hémiplégiques furent évalués au cours de deux protocoles : 1) 32 sujets sains jeunes ont été évalués debout et assis. 2) 10 patients hémiplégiques et 10 sujets sains appariés en âge ont été évalués assis. Les trajectoires du centre de pression (CP) ont été mesurées à l'aide d'une plate-forme de force.

Le CP en station assise (comparé à la station debout) se caractérise par des mouvements moins amples intervenant à des fréquences plus grandes. 20 jours après AVC, les mouvements du CP assis sont plus amples (résultat majoré selon l'axe antéropostérieur). Le comportement postural mesuré assis est lié au comportement mesuré debout uniquement dans le plan frontal.

Après AVC, le contrôle de la station assise est dégradé. Le contrôle de la station assise présente des spécificités biomécaniques et sensorielles. Les comportements posturaux mesurés en station debout et assise sont liés uniquement dans le plan frontal, suggérant une possible utilisation de la station assise pour le pronostic du comportement postural debout, uniquement dans ce plan.

Introduction

Après un accident vasculaire cérébral (AVC), les capacités musculaires du tronc sont sévèrement lésées (Davies, 1990; Olney et Martin, 1997; Bohannon et coll., 1995). Plus précisément, les pertes de force musculaire touchent majoritairement le côté hémiparalysé des sujets mais ont aussi été reportées sur l'hémicorps non lésé (Bohannon et coll., 1995; Bertrand et Bourbonnais, 2001; Gauthier et coll., 1992). Cette perte bilatérale de force musculaire est associée à des déficiences sensorielles importantes, induisant des erreurs de construction du schéma corporel (Pérennou et coll., 1998) et une hémiparésie. Par suite, le maintien de la station assise de l'hémiparalysé est fortement perturbé. Mayo et coll., (1991) ont montré que respectivement 48 et 27% des patients hémiparalysés ne sont pas capables de maintenir la station assise en début et en fin de rééducation.

Du fait de l'importance des capacités fonctionnelles du tronc dans la construction d'habiletés motrices plus complexes, il semblerait que la restauration de la station assise (et par conséquent des capacités fonctionnelles du tronc) soit déterminante dans la restauration de l'indépendance fonctionnelle des patients (Wade et Hewer, 1987; Franchignoni et coll., 1997; Hsieh et coll., 2002). Le maintien d'une station assise fortement perturbée en début de rééducation est généralement associé à une faible restauration fonctionnelle.

Notre objectif principal a donc été de caractériser les déficiences posturales assises après AVC, et de voir les possibles répercussions de ces déficiences sur le maintien de la station érigée. Pour cela, nous avons menée une démarche expérimentale en deux temps. Dans un premier temps, nous avons, chez le sujet sain, caractérisé et cherché à déterminer de possibles relations entre les capacités de maintien de la station assise et de la station debout. Dans un second temps, nous nous sommes intéressés aux possibles perturbations de l'équilibre postural assis après AVC. Nous émettons l'hypothèse que l'AVC induit de fortes perturbations de l'équilibre postural assis. De plus, les stations assises et debout faisant appel à un sens postural commun, les performances mesurées dans ces deux stations devraient être fortement liées.

Afin de répondre pleinement à ces deux questions, nous avons mis en place deux protocoles distincts. Un premier chez le sujet sain, pour analyser les possibles relations entre les capacités de maintien des stations debout et assise (Protocole 1) et un second pour caractériser les déficiences posturales assises de patients hémiparalysés (Protocole 2).

Méthodes

Sujets

Protocole 1 : 32 sujets sains jeunes (16 hommes, 16 femmes) ont été inclus. Tous sont des adultes ne présentant pas de déficience neuromusculaire ou traumatique (Age : $23,2 \pm 4,7$ ans ; Taille : $171,5 \pm 7,0$ cm ; poids : $63,8 \pm 7,7$ kg).

Protocole 2 : 10 patients hémiparalysés (9 paralysies Gauche, Age : $71,1 \pm 11,17$ ans ; Taille : 170 ± 5 cm ; Poids : $70,9 \pm 7,7$ kg) et 10 sujets sains appariés en âge (Age : $68,0 \pm 16,1$ ans ; Taille : 167 ± 8 cm ; Poids : $69,3 \pm 11,5$ kg) ont été inclus. Tous les patients avaient été victimes d'un premier AVC dans les 3 mois précédents l'expérimentation (moyenne : $19,8 \pm 9,9$ jours) et étaient capables de comprendre les instructions des exercices.

Méthode expérimentale

Protocole 1 : 32 sujets sains jeunes ont été évalués dans deux stations posturales différentes -a) Debout : pieds écartés de 3cm formant un angle de 20° , bras le long du corps, tête droite, yeux fermés ; -b) Assis : jambes pendantes, bras croisés, distance entre le creux poplité et le bord de la plate-forme = $1/3$ de la longueur fémorale, yeux fermés. Dans chacune de ces deux positions, les sujets sains ont reçu pour consigne de bouger le moins possible au cours de 5 essais de 64 secondes (repos entre essais = 50 secondes ; repos entre conditions = 10 minutes).

Protocole 2 : 10 patients hémiparalysés et 10 sujets sains appariés en âge furent évalués en station assise (selon un protocole identique au précédent), les yeux ouverts au cours de 5 essais de 32 secondes (repos entre essais = 1 à 2 minutes).

Acquisition et traitement du signal

Les déplacements du CP ont été enregistrés à l'aide d'une plate-forme de force triangulaire (PF01, Equi+, Aix les Bains,

France). La plate-forme de force a été placée sous les pieds ou les fesses des sujets selon qu'ils étaient évalués debout ou assis. La composante verticale des forces de réaction a été simultanément enregistrée à l'aide de 3 capteurs dynamométriques mono-axiaux (amplitude : 0-50 daN, Fréquence : 64Hz). Les signaux ont ensuite été amplifiés et convertis d'une forme analogique à une forme digitale à l'aide d'une carte d'acquisition 12bits.

Les déplacements du CP ont été caractérisés à l'aide d'une analyse fréquentielle selon deux axes : médio-latéral (ML) et antéro-postérieur (AP). Pour cela, les mouvements du CP selon les axes ML et AP ont été convertis du domaine temporel au domaine fréquentiel à l'aide d'une transformée rapide de Fourier. Les spectres de fréquence (selon ML et AP) ont ensuite été caractérisés par deux paramètres (Figure 1) : la roots mean square RMS, qui

rend compte de l'amplitude moyenne du spectre et la fréquence de la puissance moyenne FPM, qui permet de connaître la fréquence moyenne d'oscillation indépendamment de l'amplitude des déplacements. Ainsi, l'amplitude et la fréquence des déplacements du CP sont déterminées selon deux axes indépendants (ML et AP).

$$RMS = (2 \sum_{i=j}^{i=k} A_i)^{1/2}$$

$$FPM = \sum_{i=j}^{i=k} (S_i \times A_i) / \sum_{i=j}^{i=k} A_i$$

Où i représente la classe de fréquence, j et k l'amplitude de la bande de fréquence, A_i l'amplitude de la classe et S_i sa fréquence moyenne.

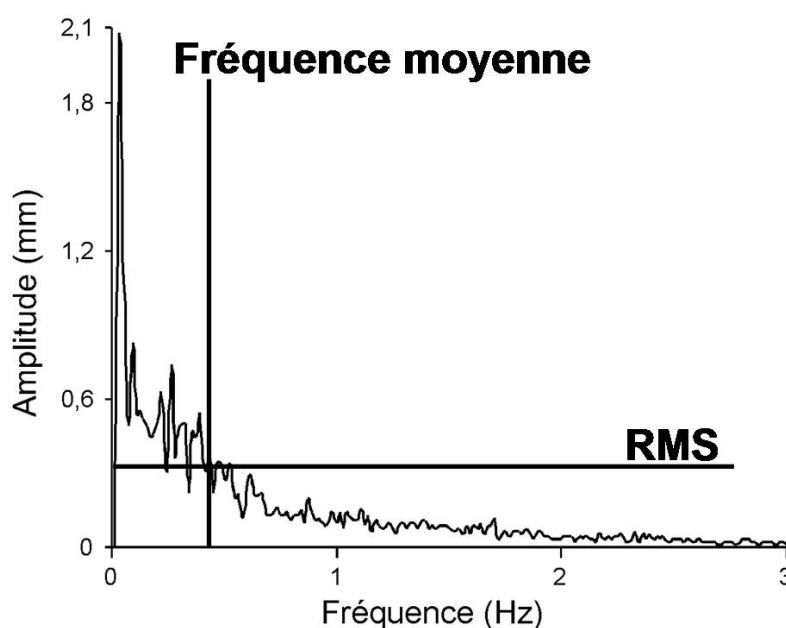


Figure 1 : Deux paramètres sont utilisés pour caractériser les spectres de fréquence du CP : la RMS et la MPF.

Analyse statistique

Protocole 1 : Les données des sujets sains jeunes évalués en station assise et debout ont été comparées à l'aide d'une ANOVA à deux facteurs (axe, condition). Un test de newman-keuls a été utilisé en analyse post-hoc. Les possibles relations entre paramètres enregistrés assis et debout ont été explorées grâce au

calcul des corrélations non paramétriques de Spearman.

Protocole 2 : Les données des sujets sains et patients hémiplegiques ont été comparées à l'aide d'un test de comparaison de moyenne non paramétrique : le U de Mann-Whytney. Pour l'ensemble des analyses statistiques, le premier seuil de signification a été fixé à 5%.

Résultats

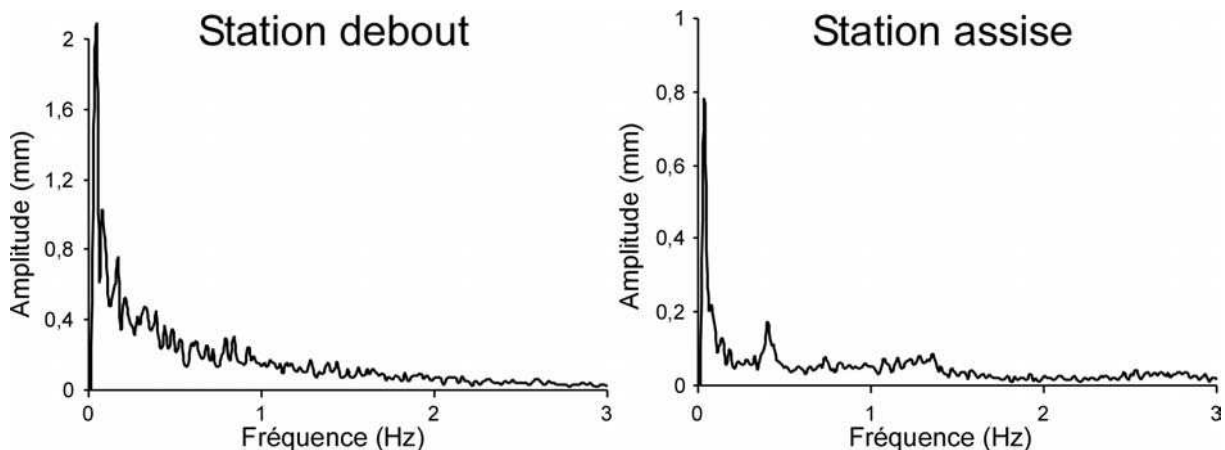


Figure 2 : Exemples caractéristiques de spectres de fréquence du CP obtenus chez un sujet lors des deux évaluations en stations debout et assise. Note : le spectre de fréquence en station assise est représenté avec une échelle ½ par rapport au spectre de fréquence enregistré en station debout.

Protocole 1: Caractéristiques de la station assise

Un exemple de spectres de fréquence du CP décomposés selon l'axe ML mesuré en station assise et en station debout est donné sur la [figure 2](#).

Amplitude des spectres de fréquence (RMS) : l'ANOVA a révélé un effet pour les facteurs position ($F(1,124) = 436.34, p < .001$), axe ($F(1,124) = 34.69, p < .001$) et leur interaction ($F(1,124) = 5.07, p < .05$). Quel que soit l'axe d'analyse, les mouvements du CP

mesurés en station assise ont une amplitude inférieure aux mouvements enregistrés en station debout ([Figure 3](#)).

Fréquence moyenne d'oscillation (FPM): l'ANOVA a révélé un effet pour les facteurs position ($F(1,124) = 119.07, p < .001$), axe ($F(1,124) = 8.83, p < .01$) et leur interaction ($F(1,124) = 6.01, p < .05$). En station assise, les mouvements du CP se font à des fréquences plus importantes pour les deux axes d'oscillations (ML et AP) avec toutefois un effet majoré selon l'axe ML ($p < .001$).

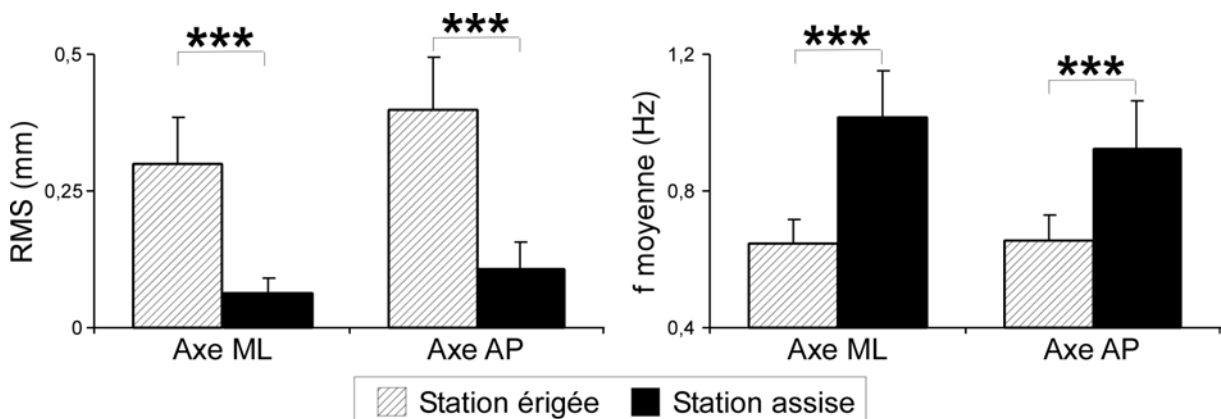


Figure 3 : Amplitude moyenne (RMS) et fréquence moyenne (FPM) des spectres de fréquence du CP mesurées en stations debout et assise. Les résultats sont présentés selon les axes ML et AP. * = $p < 0,001$.**

Protocole 1 : Relations entre les capacités de maintien des stations assise et debout

Le bilan des corrélations entre les paramètres calculés en stations assise et debout est donné dans le **tableau 1**. Il existe une relation entre maintien de la station assise et de la station debout uniquement pour le paramètre de la fréquence moyenne selon l'axe ML. Précisément, les sujets caractérisés par des fréquences d'oscillations importantes en station assise se caractérisent aussi par des fréquences d'oscillations importantes en station debout ($r = 0,46$; $p < 0,01$).

	Axe Médio-Latéral		Axe Antéro-Postérieur	
	r	p	r	p
RMS	0,12	0,50	0,08	0,67
MPF	0,46	0,01	0,13	0,49

Tableau 1 : Coefficients de corrélation de Spearman entre les paramètres posturaux mesurés assis et debout chez les 32 sujets sains.

Protocole 2 : Maintien de la station assise et AVC

Un exemple de spectres de fréquence (ML et AP) obtenu chez un sujet sain et un patient hémiplegique est représenté sur la **figure 4**. Par rapport aux sujets sains, les patients hémiplegiques se caractérisent par des amplitudes de déplacements du CP plus amples (RMS) uniquement selon l'axe AP ($U=23$, $p<0,05$). Concernant les fréquences moyennes d'oscillation, aucune différence n'a pu être révélée entre patients hémiplegiques et sujets sains aussi bien pour es axes ML ($U=47$, $p>0,05$) que AP ($U=25$, $p>0,05$).

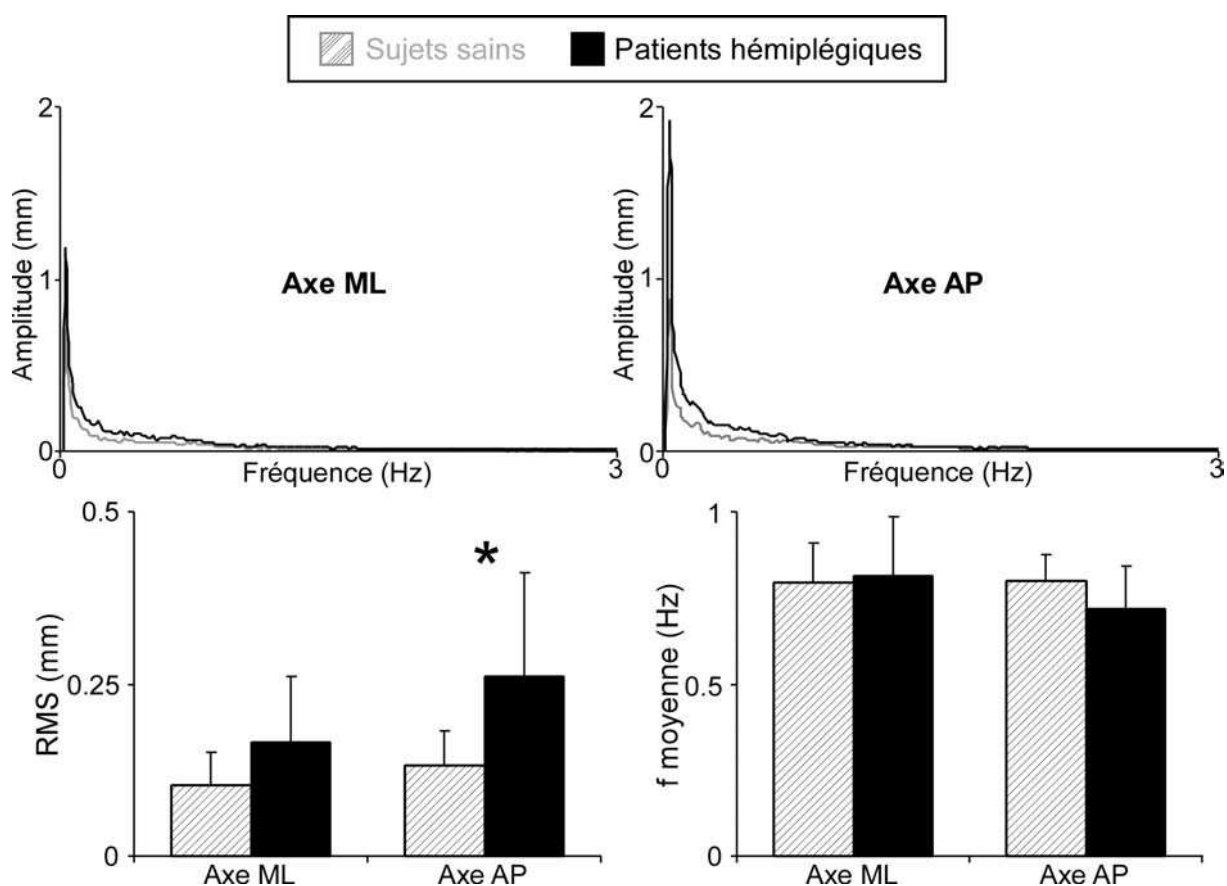


Figure 4 : Bilan de l'analyse fréquentielle de la station assise chez l'hémiplegique : Spectres de fréquence (partie haute) et paramètres moyen : RMS et FPM (partie basse). = $p < 0,05$.

Discussion

L'objectif principal de ce travail était de caractériser les déficiences posturales assises post-AVC et de voir dans quelle mesure elles pouvaient être à l'origine des déficiences posturales classiquement enregistrées en station debout.

En comparaison de ceux enregistrés en station debout, les résultats des mouvements du CP enregistrés en station assise présentent certaines caractéristiques. Ces mouvements ont des amplitudes moindres mais s'effectuent à des fréquences supérieures. La réduction des amplitudes des mouvements du CP peut s'interpréter comme le résultat d'une diminution des co-contractions musculaires agonistes-antagonistes investies dans la régulation du contrôle postural assis. Ce comportement peut être expliqué par la réduction des contraintes biomécaniques appliquées à la station assise, en comparaison à la station debout : -1) la surface de sustentation est accrue d'environ 200% -2) le nombre de degré de liberté à contrôler est réduit -3) la distance entre le centre de gravité et le sol est diminuée d'environ 75%. En parallèle, ces mouvements moins amples s'effectuent à des fréquences supérieures. L'augmentation de la fréquence moyenne d'oscillation mesurée en station assise peut avoir deux origines : une diminution de l'amplitude des mouvements pour les plus basses fréquences d'oscillation et/ou une augmentation de l'amplitude des déplacements pour les plus hautes fréquences d'oscillation. Ces deux hypothèses apparaissent concevables. Les mouvements de CP intervenant à faible fréquence sont causés par la création de forces musculaires antigravitaires pour la régulation de l'équilibre (Thomas et Whitney, 1959). Ces mouvements pourraient être réduits du fait de la diminution des contraintes biomécanique de la station assise (Voir ci-dessus). A l'inverse les mouvements de CP intervenant à grandes fréquences sont causés par les perturbations internes (respiration, battements cardiaques, irrégularité du tonus musculaire) de l'équilibre postural (Bouisset et Duchene, 1994). En station debout, ces perturbations internes sont directement compensées par des mouvements en opposition de phase de la hanche. En station assise, un nombre de degrés de liberté réduit ainsi qu'une moindre mobilité de hanche peuvent être à l'origine d'une plus faible compensation de ces perturbations internes.

En accord avec notre première hypothèse, les patients hémiplegiques assis se caractérisent par des perturbations de leur équilibre postural, 20 jours après l'AVC. Ce résultat est en accord avec les études antérieures évaluant le contrôle de la station assise chez l'hémiplegique à l'aide d'échelles cliniques (Franchignoni et coll., 1997; Hsieh et coll., 2002). L'erreur de construction du schéma corporel (Pérennou et coll., 1998) ainsi que les pertes de forces musculaires du tronc (Davies, 1990; Olney et Martin, 1997; Bohannon et coll., 1995) généralement observées chez l'hémiplegique peuvent être à la cause de ces déficiences. Plus précisément, nos résultats ont révélé de fortes perturbations de l'équilibre postural dans le plan sagittal. Ce résultat peut être expliqué par des pertes de force, intervenant chez l'hémiplegique, majoritairement sur le couple musculaire des fléchisseurs/extenseurs en comparaison aux abducteurs/adducteurs de la hanche (Bohannon et coll., 1995).

Notre seconde hypothèse n'est que partiellement validée. Selon l'axe ML, le comportement postural mesuré assis semble être lié au comportement postural mesuré debout. A l'inverse, ils sont totalement indépendants selon l'axe AP. Ces deux tâches posturales font appel à une régulation tactile cutanée spécifique : plantaire en station debout, fessier en station assise. La première est reconnue pour être fortement spécialisée dans la régulation posturale. De plus, la station assise est principalement régulée, selon les deux axes ML et AP, par les groupes musculaires maintenant l'articulation de la hanche, alors que la station debout l'est principalement par les fléchisseurs/extenseurs de la cheville dans l'axe AP et par les abducteurs/adducteurs de la hanche selon l'axe ML. Ainsi, les comportements posturaux mesurés assis et debout sont indépendants selon l'axe AP du fait des différenciations de la régulation tant sensorielle que musculaire de ces deux postures. A l'inverse, selon l'axe ML, la similitude des effecteurs musculaires semble induire une relation entre les comportements posturaux mesurés assis et debout.

Conclusion

Après accident vasculaire cérébral, le comportement postural assis est fortement perturbé. Ces perturbations interviennent majoritairement dans le plan sagittal. L'utilisation d'une évaluation biomécanique pour caractériser les déficiences posturales en station assise après AVC semble donc être révélatrice des déficiences cliniques des patients. Par contre, l'utilisation de ce type d'évaluation dans la compréhension de la restauration de la station debout doit être utilisée avec précaution. Le maintien de ces deux postures fait appel à des effecteurs musculaires spécifiques dans le plan sagittal et communs dans le plan frontal. L'utilisation d'une évaluation de la station assise pour un pronostic postural debout semble donc pouvoir être effectuée uniquement pour la compréhension de la stabilité latérale.

Références

- Bertrand AM, Bourbonnais D (2001) Effects of upper limb unilateral isometric efforts on postural stabilization in subjects with hemiparesis. *Arch Phys Med Rehabil* 82:403-411.
- Bohannon RW (1995) Recovery and correlates of trunk muscle strength after stroke. *Int J Rehabil Res* 18:162-167.
- Bouisset S, Duchene JL (1994) Is body balance more perturbed by respiration in seating than in standing posture? *Neuroreport* 5:957-960.
- Davies PM (1990) Right in the middle-selective trunk activity in the treatment of adult hemiplegia. Berlin: Springer-Verlag.
- Franchignoni FP, Tesio L, Ricupero C, Martino MT (1997) Trunk control test as an early predictor of stroke rehabilitation outcome. *Stroke* 28:1382-1385.
- Gauthier J, Bourbonnais D, Filiatrault J, Gravel D, Arsenault AB (1992) Characterization of contralateral torques during static hip efforts in healthy subjects and subjects with hemiparesis. *Brain* 115:1193-1207.
- Hsieh CL, Sheu CF, Hsueh IP, Wang CH (2002) Trunk control as an early predictor of comprehensive activities of daily living function in stroke patients. *Stroke* 33:2626-2630.
- Mayo NE, Korner-Bitensky NA, Becker R (1991) Recovery time of independent function post-stroke. *Am J Phys Med Rehabil* 70:5-12.
- Olney SJ, Martin CS (1997) Rehabilitation: physical therapy for stroke. In: *Primer on cerebrovascular diseases*. (Welch KMA, Caplan LR, Reiss DJ, eds), pp 747-751. San Diego: CA: Academic Press.
- Perennou DA, Amblard B, Leblond C, Pelissier J (1998) Biased postural vertical in humans with hemispheric cerebral lesions. *Neurosci Lett* 252:75-78.
- Thomas DP, Whitney RJ (1959) Postural movements during normal standing in man. *J Anat* 93:524-539.
- Wade DT, Hower RL (1987) Motor loss and swallowing difficulty after stroke: frequency, recovery, and prognosis. *Acta Neurol Scand* 76:50-54.

ANNEXE 6 :

Genthon N, Rougier P, Froger J, Pélissier J, Pérennou D.

Contribution of both lower limbs to upright standing in stroke patients.

Journal of neurology. (Article soumis).

Contribution of both lower limbs to upright standing in stroke patients

Nicolas Genthon¹, Patrice Rougier¹, Jérôme Froger², Jacques Pélissier², Dominic Pérennou²⁻³

- 1 : Laboratoire de Modélisation des Activités Sportives, Université de Savoie, Domaine Universitaire de Savoie-Technolac, 73 376 Le Bourget du Lac cedex, France.
Tel (33) 4 79 75 81 15 - Fax (33) 4 79 75 81 48
e-mail : nicolas.genthon@univ-savoie.fr
- 2 : Unité de Rééducation Neurologique. Centre Hélios-Marine. 30240 Le Grau du Roi, France
Centre Hospitalier Universitaire Montpellier-Nîmes, France.
- 3 : Service de Rééducation Neurologique et INSERM ERM 207, Centre de Médecine Physique & Réadaptation - CHU; 23, rue Gaffarel; BP 77908 F - 21079 Dijon cedex, France.

Key words: posturography, spatial neglect, weight-bearing asymmetry, upright stance, postural control.

ABSTRACT

Introduction: Although most stroke patients do not recover a normal upright stance, and despite the wide use of posturography in clinical practice, little attention has been paid to the involvement of each leg in the postural imbalance of standing stroke patients.

Objective: To understand the possible influence of weight bearing asymmetry on postural stability in hemiparetic stroke patients.

Methods: The posturographic characteristics of each leg of 16 subacute stroke patients (9 left; 7 right cerebral lesions) were compared to those of 14 age-matched healthy individuals required to put more weight (about 65%) on their right leg. Mean positions and frequency spectra were computed from left and right plantar centre of pressure trajectories recorded from two separate force platforms.

Results: Compared to normals who adopted a similar asymmetric standing posture, stroke patients were more unstable indicating that their postural instability was not (only) the biomechanical consequence of an asymmetric posture but rather resulted from an impaired control. The postural instability and the weight bearing asymmetry were mainly related to spatial neglect and motor weakness. These two deficits accounted for 82% of the variability in the weight-bearing asymmetry whereas spasticity was of little influence on the postural behaviour. Interestingly the degree of weight-bearing symmetry was associated with an overall postural instability, and a poor gait independence. Two other novel findings were revealed : -i) The paretic leg-foot was unable to develop a foot longitudinal pattern to control standing posture.-ii) the non-paretic leg was crucially involved in the overall postural instability.

Conclusion: Weight-bearing asymmetry may be considered as a basic manifestation of postural neglect and to a lesser extent of motor weakness. Regarding stability, the paretic leg behaves more as a stilt than an articulated limb. Next, patients developed an adaptive strategy, consisting in more involvement their non paretic support. Unfortunately, this leg is not able to compensate all this new constraint as healthy subject, inducing a postural instability.

Postural disorders represent a primary disability after a stroke and many patients do not recover the ability to maintain undisturbed upright stance. The median time to recover the ability to stand 10 seconds is 44 days (25th-75th percentile=38-57 days) for a total anterior circulation infarct (Smith and Baer, 1999). The upright stance of stroke patients is characterised both by weight bearing asymmetry with more weight on the non-paretic leg and by larger postural sway. Motor weakness (Bohannon, 1989), asymmetric muscular tone, (Marsden and Greenwood, 2005), somatosensory deficits (Di Fabio and Badke, 1991), and also alteration in spatial cognition with reference to the postural body scheme (Rode et al., 1997) may participate in this postural instability (for a review see Pérennou and Bronstein, 2005, and Geurts et al., 2005). Up to now, the standing posture of stroke patients has mainly been assessed using a single force platform in order to measure the resultant centre of pressure (CP_{Res}) positions and motions (Rode et al., 1997; Dettmann et al., 1987; Shumway-Cook et al., 1988). Interestingly, dual separate force platforms system have also been used to measure in addition the body weight distribution over each foot and the relative contribution of both limbs in upright stance maintenance (Dickstein et al., 1984; Mizrahi et al., 1989; Haart et al., 2004). The reaction forces distributed over each foot can serve to compute the CP_{Res} motions that may theoretically result from an infinite number of combinations involving left and right foot CP displacements. Subsequently analysing solely the CP_{Res} motions may lead to the loss of a great deal of information, especially in people who stand asymmetrically. Therefore a separate capture of CP motions under each foot is necessary to further analyse the behaviour of patients with an asymmetric posture, typically stroke patients. Pioneering studies by Mizrahi et al., (1989) and by de Haart et al., (2004) showed an asymmetry of plantar force reaction variation and localisation, confirming the relevance of this approach. The study of de Haart et al., (2004) also provided the first longitudinal survey with regards to this issue. However these two studies did not address the question of a possible relationship between their postural characteristics and the clinical features.

When healthy subjects stand naturally, CP displacements measured under both feet are symmetric (Genthon and Rougier, 2003). When they are instructed to put more weight on one leg, the CP displacements measured under both feet display different amplitudes and are larger, increasing postural instability (Genthon and Rougier, 2005). The postural instability of standing stroke patients is usually analysed comparatively to those that are termed as “normals”. The comparison of posturographic data obtained in an asymmetric posture (stroke patients) to posturographic data obtained in a symmetric posture (normals) is questionable. A further step to better differentiate what is due to the neurological impairments and to the biomechanical effects related to the asymmetric posture could be to compare stroke patients standing in their natural asymmetric posture to healthy subjects instructed to adopt an asymmetric weight bearing stance.

The main aim of the present study was to clarify whether the dramatic increase in the dispersion of the CP_{Res} coordinates observed in upright stance of stroke patients was mainly due to an increase of 1) CP displacements under the paretic leg (due to its inability to stabilise the body), 2) CP displacements under the non-paretic leg (due to it being overloaded), 3) CP displacements under both sides. Our second objective was to dissociate the deficiency issued from the neurological constraints (lesion) and from the mechanical constraint caused by the body weight repartition asymmetry. Our third objective was to test possible correlations between this posturographic data and clinical features of patients.

METHODS

Subjects

Sixteen stroke patients who had suffered a first hemisphere stroke (age: 54.5 ± 8.9 years, height: 171.4 ± 7.6 cm, weight: 68.7 ± 11.6 kg; feet length: 255.1 ± 20.6 mm; mean \pm standard deviation) and fourteen matched healthy subjects (age: 56.2 ± 10.5 years, height: 168.7 ± 7.5 cm, weight: 61.7 ± 7.8 kg; feet length: 255.6 ± 17.3 mm; 11 right handed and 3 left handed), took part in the experiment. All stroke patients had undergone rehabilitation following the stroke (mean interval of 101.0 ± 49.7 days) and had given informed consent in accordance with the guidelines of the local ethics committee. To be included in the study the following criteria should be met: (1) aged under 75, (2) a stroke with an onset within the last 6 months, (3) a first and unique supratentorial cerebral lesion in the territory of the middle cerebral artery, confirmed by magnetic resonance imaging or CT-scan, (4) a medical stability, (5) an ability to stand-up for forty seconds (stance score of PASS (Benaim et al., 1999) superior or equal to 2), (6) a capacity of understanding instructions and an ability to execute them adequately, (7) to be right handed, on the basis of the Edinburgh inventory (Oldfield, 1971). Patients with psychiatric disorders, dementia, or orthopaedic diseases that could affect balance were not included.

Lesion locations were determined using the Talairach and Tournoux atlas (Talairach and Tournoux, 1988) as 0 (no lesion) or 1 (lesion) of a given cerebral area. Eight sites were considered: the frontal, Rolando's, parietal and temporal cortices, the corona radiata, the internal capsule, the striatum, and the thalamus. As previously proposed (Perennou et al., 2000), the lesion size was estimated using the number of cerebral areas affected. Motor weakness was assessed in lower and upper limbs by a standard examination of muscle strength

adapted to patients with central neurological disorders (Held et al., 1975). Sixteen muscular groups, eight for the lower limb and eight for the upper one, were assessed manually on a 5 point scale. Motor weakness of the paretic limbs was assessed through a global scale ranging from 0 (normal strength) to 80 (no contraction). Spasticity was assessed using the Ashworth scale (Ashworth, 1964). Ten muscle groups were tested giving a total score ranging from 0 (no spasticity) to 40 (severe and diffused spasticity). Hypoesthesia of the paretic side was assessed through pressure sensitivity at the pulp of the big toe using the Semmes-Weinstein aesthesiometer (Semmes et al., 1960). A set of 20 calibrated nylon filaments, equal in length but varying in diameter, was used. As suggested in the standard method, the value of the force applied onto the skin needed for a given patient to perceive the stimulus was then submitted to a Log transform with a view to obtain a 20-point linear increasing scale. The presence of hemianopsia was manually assessed. Severity of visuospatial neglect was quantified by the total number of targets omitted in the Bells test (Gauthier et al., 1989) and by the deviation when the patient was instructed to cut a 200 mm line in the middle (a positive sign indicates an ipsilesional deviation). Behavioural neglect (spatial neglect in daily life) was quantified by a standard scale (Azouvi et al., 2003), ranging from 0 (no neglect) to 30 (severe neglect). Postural control was evaluated through the PASS (Benaim et al., 1999) ranged from 0 (no postural control) to 36 (normal balance). Walking independence was assessed using the Lindmark scale (Lindmark and Harim, 1988) ranged from 0 (no walking) to 6 (normal walking) whereas functional autonomy was quantified through the FIM (Functional Independence Measure) ranged from 0 (dependency) to 126 (independency). Patients' clinical characteristics are presented in table 1.

Hemiparetics	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16
Sex	M	M	M	F	M	M	M	F	M	M	M	F	M	M	F	M
Age (years)	52	57	63	53	59	56	41	74	47	58	56	54	44	63	52	41
Delay from stroke onset (days)	75	140	153	163	150	43	65	68	188	70	39	129	102	93	79	33
Lesion size (0-8)	6	4	7	8	6	4	6	3	7	3	8	3	5		6	
Lesion side	R	R	L	R	R	L	L	R	L	L	R	R	L	R	R	L
Motor weakness (0-80)	61	49	51	55	52	0	20	17	64	54	47	22	50	60	65	56
Spasticity (0-40)	14	2	14	13	11	1	10	0	22	4	11	6	6	6	18	9
Hypoesthesia (0-6.75 log F-mg)	6.75	6.75		6.75	6.75	6.75	6.1	4.56	6.75	5.88	6.75	3.84	4.08	5.46	4.17	6.1
Targets omitted at the Bells test (0-35)	3	1	3	1	0	1	0	0	3	0	8	0	0	6	2	4
Line bisection (-100/100 mm)	0.5	6.5	0	11.5	2	0.5	3	2	0	6.5	0.5	3.5	2	5.5	8.5	3.5
Behavioural neglect (0-30)	8	0	1	4	13.3	1.1	2	4	0	2.2	7.1	0	1	8		
Postural abilities in daily life (PASS: 0-36)	32	31	34	31	31	36	34	30	31	25	20	36	25	28	32	28
Walking abilities (Lindmark scale: 0-6)	2	4	4	4	2	6	5	5	2	0	0	6	4	2	2	2
FIM (0-126)	94	103	95	95	71	126	105	124	90	87	90	120	92	95	110	94

Table 1 : Main clinical characteristics of stroke patients. Missing data are represented by a blank.

Experimental procedure

Postural sway was measured by two rectangular (21 * 32 cm) force platforms (PF02, Equi+, France) collaterally disposed. The subjects stood barefoot, each foot placed on one of the two platforms (heels separated by 9cm, toe out at 30°, arms relax freely along the body in the most comfortable position: elbow extended at least at 160°), without orthoses, eyes open looking straight ahead at a fixed point (diameter 30mm) in an environment composed of vertical lines and were asked to stand still. A sequence corresponded to four trials of 32s (patients had to stand up 5s before the recording) with seated rest periods between the trials lasting at least two minutes. Since it was assumed that an asymmetric weight bearing could itself induce changes in the postural patterns of each leg and then in postural performance, (Genthon and Rougier, 2005) hence possibly explaining some differences between normals and stroke patients, both groups were tested in an asymmetric stance (approximately 65% of body weight applied on one leg). Stroke

patients were thus instructed to adopt a spontaneous stance whereas normals were then instructed to carry a close body weight distribution. Precisely, after performing a preliminary training trial during which an auditive feed-back on body weight repartition on both legs, the healthy subjects had to perform four recorded trials with that distribution. If necessary, another feed-back was given between the trials to avoid any possible interaction with the postural evaluation.

Signal processing

The reaction forces under both supports were simultaneously recorded on a personal computer from four vertical dynamometric load cells placed under both platforms (range of measurements 0-150 daN). The signals issued from the eight load cells were amplified and converted from analogue to digital form through a 14 bits acquisition card and then recorded with a 64 Hz frequency (without any filtering).

On the basis on the forces reaction measured under left and right feet, the first step consist to calculate the CP trajectories under both feet along medio-lateral (ML) and anterior-posterior (AP) axes:

$$\text{ML: } CP_{\text{plantar}} = \frac{1}{2} \times w \times \frac{(F_3 + F_4) - (F_1 + F_2)}{\sum_{i=1 \rightarrow 4} F}$$

$$\text{AP: } CP_{\text{plantar}} = \frac{1}{2} \times l \times \frac{(F_1 + F_3) - (F_2 + F_4)}{\sum_{i=1 \rightarrow 4} F}$$

where $F_{(1 \rightarrow 4)}$ are the vertical reactions forces measured under the four dynamometric load cells of one force platform, w and l are the width and the length of the force platform (**Figure 1**).

The CP_{Res} motions were then computed along ML and AP axes from the initial left and right CP displacements and

from the body weight repartition between the supports. For the sake of clarity and in order to analyse both paretic and non paretic sides in patients, as well as loaded and unloaded supports in controls, the CP from the unloaded and loaded feet were named CP_{uf} and CP_{lf} , respectively. CP_{Res} were defined through the following relation (Winter et al., 1996):

$$CP_{\text{Res}} = CP_{\text{uf}} \times \frac{R_{\text{uf}}}{R_{\text{uf}} + R_{\text{lf}}} + CP_{\text{lf}} \times \frac{R_{\text{lf}}}{R_{\text{uf}} + R_{\text{lf}}}$$

where R_{uf} , R_{lf} , are the vertical reaction forces under the unloaded and the loaded feet, respectively. Thus obtained, the computed CP_{Res} positions were strictly identical to the CP positions that would have been recorded by a single force platform.

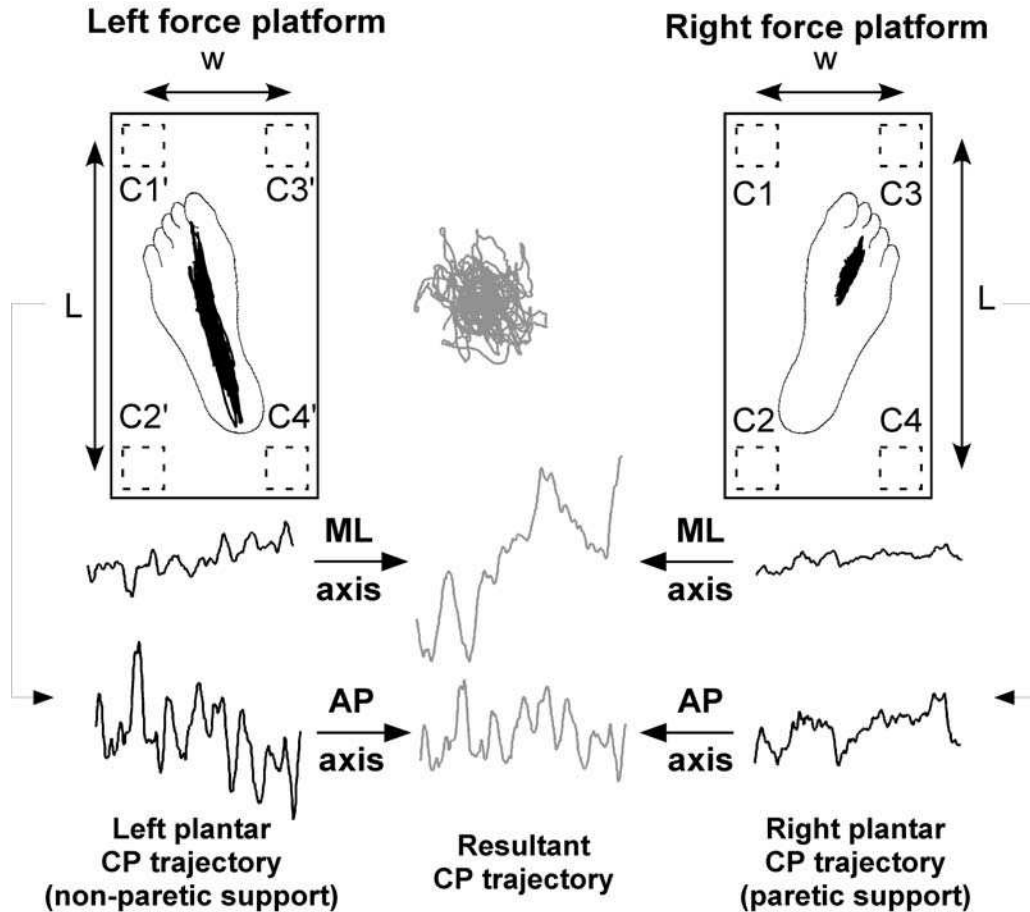


Figure 1 :Representation of the instrumental device and of the synopsis of CP measurement and computing (CP characterising a right stroke patient are represented). Left and right force platforms allow us to measure left and right plantar CP displacements through which CP_{Res} trajectories can be then computed. For the sake of clarity, CP trajectories, feet and force platforms are represented in different scales.

Extracted parameters

Because CP_{Res} trajectories for the ML and AP axes are controlled by specific muscular groups (Winter, 1995), these trajectories were separately analysed along these orthogonal axes. The resultant spectra were established and characterised on a planar basis in order to describe the reaction forces occurring under each support independently of the ML-AP referential framework.

The body weight repartition on both legs was calculated. Body weight repartition on the unloaded foot was computed as follows (the same process was used for the loaded one):

$$\%BW_{uf} = \frac{R_{uf}}{R_{uf} + R_{lf}} \times 100$$

where R_{uf} , R_{lf} , are the vertical reaction forces under the unloaded and the loaded feet, respectively and $R_{uf} + R_{lf}$ is the body weight.

The CP mean positions were calculated with regards to a referential defined by the intersection of the line passing behind the heels and the sagittal median line between both feet. Positive values indicate that the position is situated in a forward direction and to the right with respect to these lines.

The temporal and spatial characteristics of the different displacements were evaluated as a first step through a frequency analysis. Beforehand, the CP (under each foot and the resultant) was converted in the frequency domain through fast Fourier transforms in order to obtain the amplitude distribution as a function of the frequency. The frequency spectra were then characterised by two parameters: the roots mean square (RMS) and the mean power frequency (MPF). The RMS quantifies the range of the motions independently to the frequency whilst the MPF

represents their mean frequency and thus the mean time for these motions to return to an identical position.

$$RMS = \sqrt{\frac{\sum_{i=j}^{i=k} A_i^2}{k}}$$

$$MPF = \frac{\sum_{i=j}^{i=k} (S_i \times A_i)}{\sum_{i=j}^{i=k} A_i}$$

where i represents the frequency class, j and k the range of the frequency bandwidth, A_i the range of the class and S_i its median frequency.

In addition, in order to characterise the shape of the CP motions measured under both feet a lengthening ratio (LR) was computed. Beforehand, plantar CP trajectories were decomposed along the longitudinal and lateral axes of the feet. These decomposed movements were converted in the frequency domain through a fast Fourier transform. The magnitude of the frequency spectra were deducted through the RMS. In addition, a specific ratio, taking into account the magnitudes of plantar CP motions along longitudinal and transversal feet axes were calculated (Figure 2):

$$LR = \frac{RMS_{longitudinal} - RMS_{lateral}}{RMS_{longitudinal} + RMS_{lateral}}$$

By definition, LR ought to be ranged between -1 and 1. A value of 0 expresses similar CP magnitudes along both longitudinal and lateral axes, whereas values close to 1 or -1 indicate displacements occurring predominantly along the longitudinal or lateral axis, respectively.

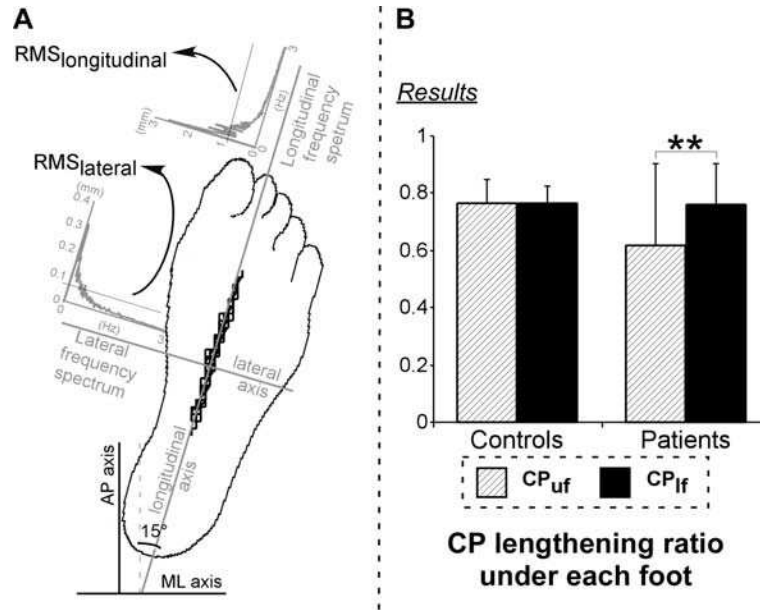


Figure 2 : Calculation processing (Part A, left panel) and results (Part B right panel) of the lengthening ratio parameter (LR) computed on the plantar CP trajectories. Part A: the LR computed on the basis of the RMS characterises plantar CP displacements and is computed along lateral and longitudinal axes of the foot. Part B: Levels of significance are noted as following: *: $p < .05$.

Statistical analysis

Distribution normalities were analysed for all the calculated parameters, through the Kolmogorov-Smirnov test. Differences between normal and tested distributions (ML and AP mean co-ordinates, RMS and MPF for both plantar and resultant CP trajectories) were not statistically significant ($p > .05$). Patients and controls were compared using two factor (Group, foot) analyses of variances (ANOVA) and the two feet in each group were compared using non-parametric Wilcoxon paired T tests. Regarding the variable CP_{Res} patients and controls were compared using a two factor ANOVA taking into account Group and axis (ML and AP) effects. Possible relationships between clinical and experimental quantitative variables were analysed using non parametric Spearman correlation tests. This analysis was followed by a multiple regression analysis in order to classify significant relationships between clinical and experimental data, and identify independent relationships. The first level of significance for all tests was set at $p < .05$. All data are presented as mean \pm standard deviation. Because of the -1 to 1 range of the LR calculated for CP_{ul} and CP_{lf} trajectories, statistical tests were done on z transforms to normalise these distributions such that.

$$z = \frac{1}{2} \log\left(\frac{1 + LR}{1 - LR}\right)$$

RESULTS

Weight bearing asymmetry

As expected, the healthy subjects required to voluntarily shift their CP_{Res} laterally adopted the same body weight distribution as stroke patients spontaneously did ($65 \pm 11\%$ vs. $65 \pm 5\%$, respectively for the percentage of body weight distributed upon the loaded support; $p > .05$).

Possible relationships between clinical features of patients and their weight bearing asymmetry were tested (Table 2). The larger the cerebral lesion, the less loaded the paretic limb. Similarly the more severe the spatial neglect (assessed using the behavioural scale), motor weakness, and spasticity, the lesser loaded the paretic foot. In order to master possible confounding factors due to the co-variations of these elementary deficits, a multiple regression analysis was undertaken. Spatial neglect and, to a lesser extent motor weakness were the two best predictors of the weight bearing asymmetry, their combined effects accounting for 82% of this information. Spasticity brought less than 5% of additional information. It was also noticeable that asymmetry in weight-bearing was associated with poor gait independence.

	% body weight on the paretic CP	RMS for the CP _{Res} ML AP	
Age	-0.03 (0.90)	-0.09 (0.74)	-0.08 (0.76)
Delay from stroke onset	-0.15 (0.58)	0.04 (0.90)	-0.03 (0.91)
Lesion size	-0.61 (0.02)	0.29 (0.32)	0.36 (0.20)
Motor weakness	-0.62 (0.01)	0.66 (0.005)	0.71 (0.002)
Spasticity	-0.58 (0.02)	0.46 (0.07)	0.44 (0.09)
Hypoesthesia	-0.38 (0.18)	0.15 (0.61)	0.11 (0.70)
Behavioural neglect	-0.71 (0.005)	0.52 (0.06)	0.55 (0.04)
Walking abilities (Lindmark scale)	0.60 (0.01)	-0.75 (0.001)	-0.78 (0.0004)
FIM	0.67 (0.004)	-0.78 (0.0004)	-0.65 (0.01)

Table 2: Spearman coefficient correlation between body weight repartition, CP_{Res} dispersion and clinical data (with P values noted into brackets). A 0.56 correlation coefficient corresponds to p = .05. Statistically significant values are in bold.

Three typical examples of CP displacements are given in [figure 3](#) including one healthy subject, one mildly affected patient and one severe stroke patient.

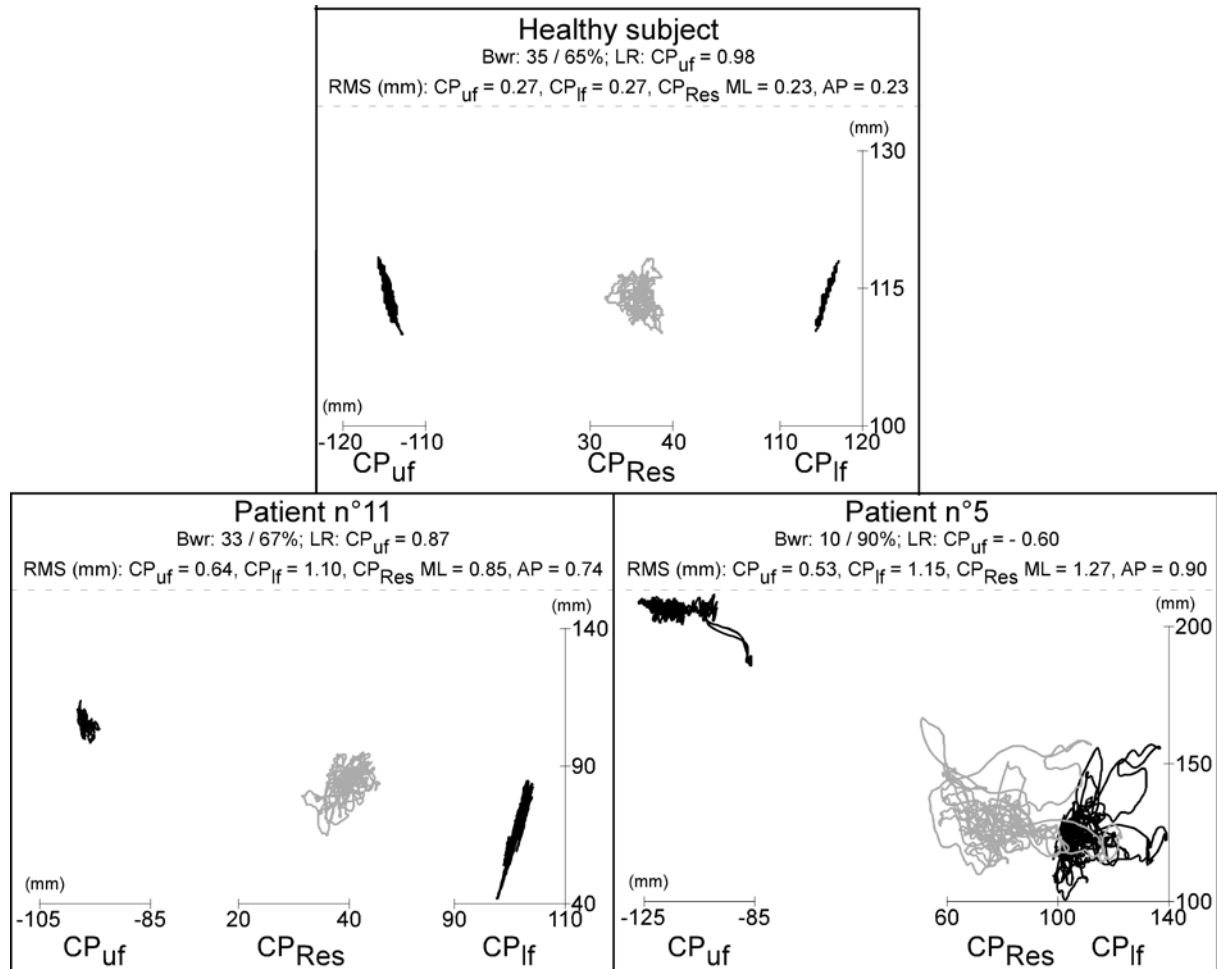


Figure 3: Examples of CP trajectories under each foot (in black) and CP_{Res} (in grey) in one healthy subject (upper panel) required to adopt an asymmetric body weight distribution and in two left stroke patients: one of the most severely affected patients (lower right panel) compared to one of the most mildly affected patients (lower left panel). Values of body weight repartition (Bwr), magnitude (RMS in mm) and lengthening ratio (LR) are given on the charts for each subject. Note that hemiparetic CP traces are represented in a 3/10 scale in comparison to those of the healthy one.

Mean resultant and plantar CP positions

Resultant CP: data are presented in [figure 4](#). The ANOVA showed no group effect ($F(1,56) = 0.09$, $p = .76$) without interaction between group and axes ($F(1,56) = 0.39$, $p = .54$). The mean CP_{Res} positions were found similar between controls and patients for both ML and AP axes.

CP under each foot: Results are also given in [figure 4](#). On the ML axis, the ANOVA showed no group effect ($F(1,56) = 0.15$, $p = .70$). There was no difference

between left and right feet in healthy subjects ($T = 48$, $p = .78$), whereas the CP was shifted more laterally under the paretic foot than under the non paretic one in stroke patients ($T = 24$, $p = .02$). Along the AP axis, the ANOVA showed no group effect ($F(1,56) = .222$, $p = .14$). The CP measured under the unloaded foot (CP_{uf}) was more forwardly located than that under the loaded foot (CP_{lf}) both in healthy subjects ($T = 21$, $p = .05$) and stroke patients ($T = 7$, $p = .002$).

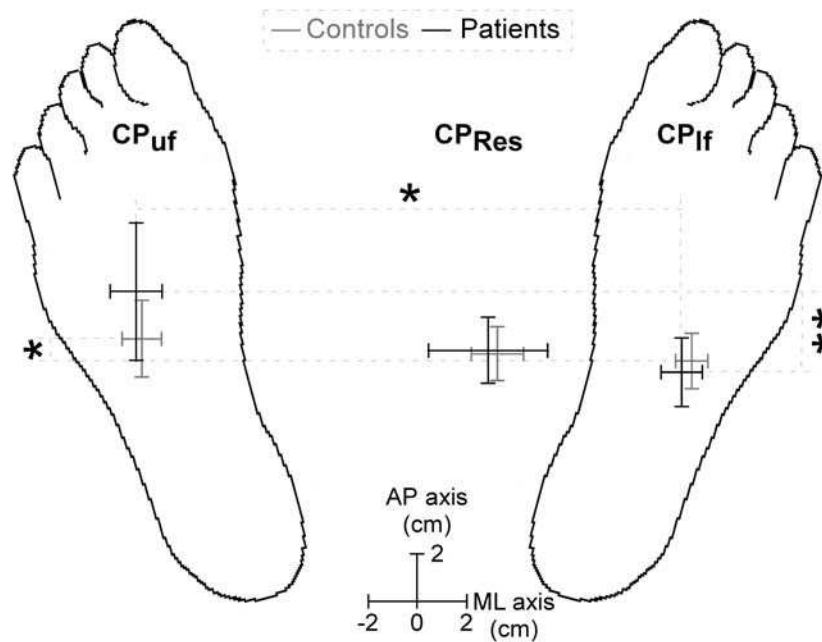


Figure 4 : Mean position (cm) of the unloaded (left part), loaded (right part) and resultant (middle part) CP trajectories (mean \pm SD) along the lateral and sagittal axes for the stroke patients and healthy subjects. The origin of the referential is defined by the intersection of the line passing behind the heels and the sagittal median line between both feet.(: $p < .01$; *** , $p < .001$).**

Resultant CP displacements (CP_{Res})

Three typical examples of CP_{Res} displacements are displayed in [figure 3](#) whereas results are shown in [figure 5](#). Analysis of variance revealed that CP_{Res} displacements were larger in patients ($F(1,56) = 19.42$, $p < .001$), without differences between ML and AP axes ($F(1,56) = 0.69$, $p = .41$) nor interaction between group and axis factors ($F(1,56) = 0.86$, $p = .36$). This finding indicates that balance control was deteriorated in stroke patients compared to normals, along both ML and AP axes. This deterioration was further investigated through possible correlation with clinical features. Motor weakness and at a lesser extent behavioural neglect were correlated to overall instability ([Table 2](#)). In

addition, the more deteriorated the balance control, the lower the gait independence and speed.

As attested by [figure 5](#), the large CP_{Res} displacements of stroke patients were found throughout the whole frequency bandwidth, for both ML and AP axes. The ANOVA showed that MPF were similar in stroke patients and controls ($F(1,56) = 0.09$, $p = .77$), different along ML and AP axes ($F(1,56) = 5.88$, $p < .05$), and without interaction ($F(1,56) = 2.69$, $p = .11$). The CP_{Res} period was greater on the ML axis than on the AP one. These increased amplitudes performed at similar frequencies in stroke patients should further be analysed by investigating the respective contribution of CP displacements occurring under each foot.

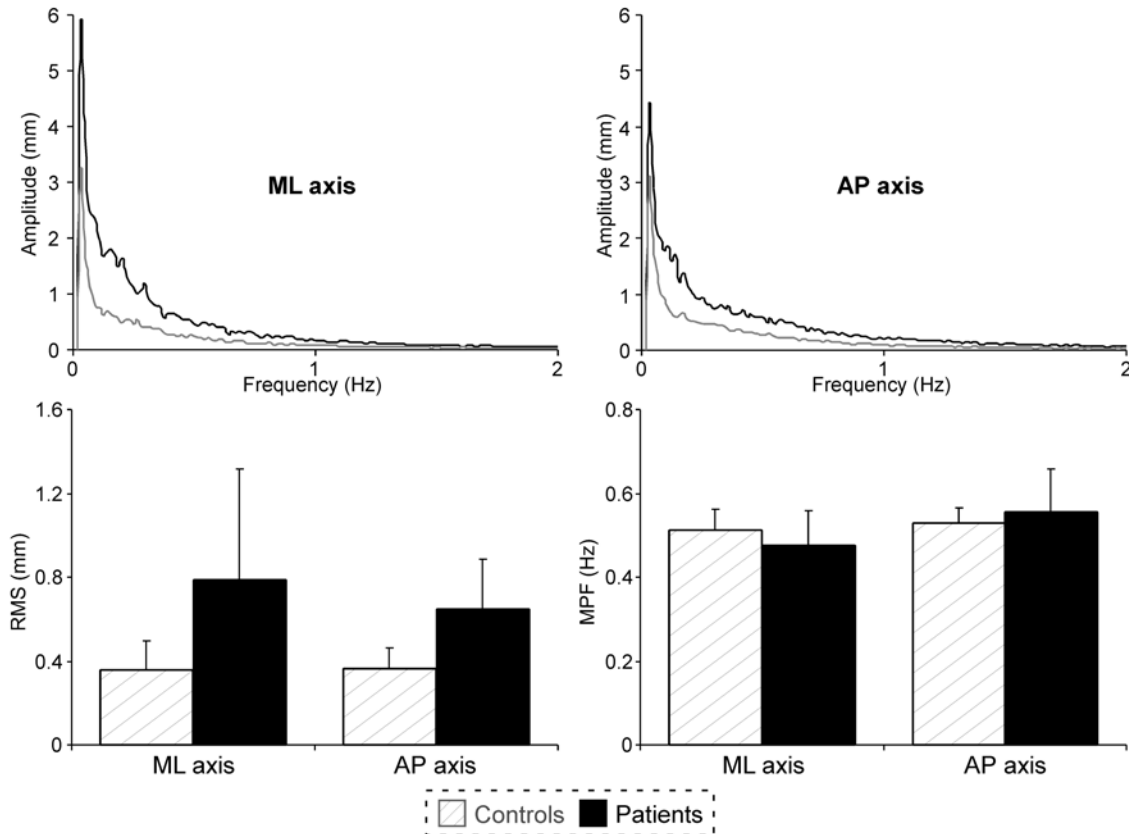


Figure 5: CP_{Res} frequency analysis: Upper panel: group average frequency spectra characterising healthy subjects (grey line) compared to stroke patients (black line) for both medio-lateral (ML) and antero-posterior (AP) axes. Lower panel: RMS (left part) and MPF (right part) values from CP_{Res} spectra decomposed along ML and AP axes in healthy and stroke patients.

Plantar CP displacements

As shown by the RMS analyses (Figure 6), the CP displacements were greater in stroke patients ($F(1,56) = 15.55$, $p < .001$). In healthy subjects, the CP displacements measured under loaded and unloaded feet were similar ($T = 43$, $p = .55$) whereas, in stroke patients, those measured under the loaded one were larger ($T = 15$, $p < .01$).

Because different patterns of CP trajectories under each foot might explain a given increase in RMS from planar CP displacements, the data was further analysed by computing the lengthening ratio (LR) (Figure 2). No difference was found between groups ($F(1,56) = 3.45$, $p = .07$). In normals, LR were $CP_{uf} LR = 0.97 \pm 0.03$; $CP_{lf} LR = 0.96 \pm 0.04$; respectively, indicating that the two CP trajectories were nine fold larger along the foot longitudinal axis than along the lateral one, without any difference between loaded and unloaded feet ($T = 36$, $p = .81$). On the contrary, stroke patients were characterised by a reduced LR under the unloaded foot ($T = 18$,

$p < .01$). This result indicated that CP trajectories under the paretic foot were less structured along the longitudinal foot axis.

Relationships between body weight asymmetry and other posturographic parameters

As expected, the unloading of the paretic foot was proportional to the lateral shift of the CP_{Res} mean position toward the non-paretic leg ($r = -0.97$, $p < .0001$), these two variables corresponding to two ways (and units - kg and mm) of expressing the same phenomenon. Still regarding CP positions, it was found that the lesser loaded the paretic foot, the more forward the paretic CP ($r = -0.51$, $p < .05$) and the less forward the non-paretic CP ($r = 0.50$, $p < .05$). Regarding the dispersion of the CP coordinates, it was found that the larger the weight bearing asymmetry the greater the overall instability along the ML ($r = -0.50$, $p < .05$) and the AP ($r = -0.74$, $p < .001$) axes.

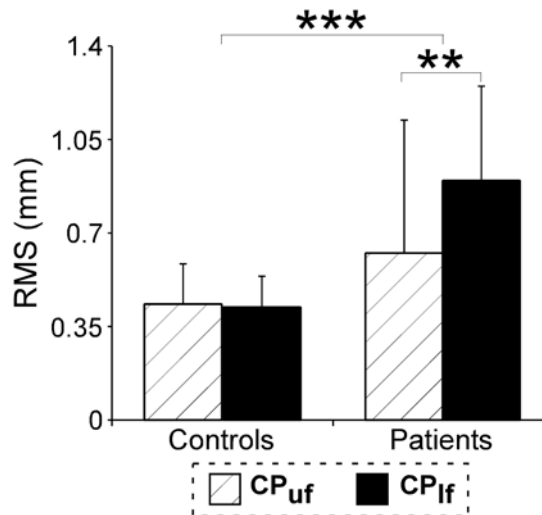


Figure 6: CP displacements under each foot assessed by the RMS values from the plantar CP frequency analysis (*: $p < .05$; *, $p < .001$).**

DISCUSSION

Although posturographic assessment of standing stroke patients is now routinely performed, the meaning of most posturographic parameters and their clinical relevance remain to be better understood. Analyses are usually focused either on the dramatic increase in the dispersion of the CP_{Res} coordinates, (Rode et al., 1997; Dettmann et al., 1987; Shumway-Cook et al., 1988; Dickstein et al., 1984) or on the asymmetrical involvement of both legs (Shumway-Cook et al., 1988; Dickstein et al., 1984; Mizrahi et al., 1989; Haart et al., 2004).

Since the weight bearing asymmetry might interact with the control of postural stability, stroke patients standing in their natural posture were compared to healthy subjects instructed to adopt a similar level of asymmetric weight bearing. Only a few studies have adopted this approach (Marsden and Greenwood, 2005), which in our mind represents a further step to differentiate what is due to the neurological impairments and to the biomechanical effect related to the asymmetric posture (Genthon and Rougier, 2004).

In order to clarify whether the dramatic increase in the dispersion of the CP_{Res} coordinates of stroke patients is mainly due to an increase of plantar CP displacements under the paretic leg, the non-paretic leg, or under both sides, we separately measured reaction forces under each leg. This approach revealed two novel findings: i) the pattern of CP trajectories under each foot were very different, mainly shorter along the longitudinal

axis under the paretic foot. -ii) in stroke patients the overloaded leg (non-paretic leg) was not able to compensate for this biomechanical constraint as much as the healthy subjects. This resulted in larger CP trajectories under this support, leading to augmented CP_{Res} motions.

Does the dispersion of the CP_{Res} coordinates of stroke patients reflect their postural instability?

The assumption that CP_{Res} large trajectories reflect a reduced postural stability has to be discussed. Postural stability is defined by the capacity to reduce the centre of gravity (CG) motions. Some confusion may exist between CG and CP_{Res} motions and measurements (Thomas and Whitney, 1959), mainly due to the fact that, in the undisturbed standing posture, the CP_{Res} mean positions and the projected CG positions are identical, although their respective trajectories may have differed (Winter, 1995). The CG positions are determined by the relative positions, at a given time, of all the segment centres of mass, whereas the CP_{Res} positions are determined, at a given time, by the reaction forces applied on the ground. Thus, considering solely CP_{Res} trajectories appears insufficient in the analysis of postural stability.

Interestingly, a specific relationship in the frequency domain between CP_{Res} and horizontal CG motions (CG_h) has been proposed (Breniere, 1996) based on the inverted pendulum paradigm. Similar CP_{Res} displacements may infer different CG_h motions

depending on their frequency. In our study, stroke patients and control CP_{Res} motions were distributed over the same frequency bandwidth (as indicated by the MPF values) which means that the increased CP_{Res} dispersion found in the stroke patients induced increased CG_h motions, that is to say postural instability.

The non-paretic leg was crucially involved in postural instability

Plantar CP displacements of stroke patients were larger than those of normals, a feature which cannot be explained here by the body weight distribution which was similar for both groups. Moreover, the CP dispersion measured under the non paretic leg was also larger than those measured under the paretic leg. Two ways could be considered to better understand this finding. First, from a clinical point a view, this behaviour could be considered has an adaptive process in order to compensate the inability of the paretic leg to control upright stance. These larger movements reveal more muscular activity and a larger range of motions under the paretic leg in comparison to the non paretic one. By increasing the somatosensorial input and the muscular output intervening on the non paretic support, this adaptive postural strategy facilitates upright stance maintenance. On the contrary, considering the CP_{Res} trajectories computation, larger plantar CP displacements combined with appreciable body weight applied on the leg result necessarily in a huge increase of CP_{Res} dispersion. Effectively, CP_{Res} positions computation takes into account both the magnitude of the plantar reaction forces and the position of its application point (see methods). With respect to the main question addressed in our study, our results indicate that the postural instability of standing stroke patients resulted partly from the inability of the non-paretic leg to completely stabilise the body. In other words, the postural behaviour induced by the stroke should be viewed as very far from the one observed in normals instructed to stand upright on a single foot.

The postural strategy adopted by the hemiparetics could be viewed as a compromise between relieving their paretic support and maximally loading their non-paretic leg, which cannot adequately control this new constraint. Two elementary deficits may account for the inability of the non-paretic leg to stabilize the body comparatively to the loaded leg of

controls. –i) an ipsilesional motor weakness (Marque et al., 1997). ii) a spatial neglect and especially bodily neglect, often associated with an altered postural body scheme (Perennou et al., 2002).

Beyond the weight bearing asymmetry

Our study showed that, in stroke patients, the difference between both feet did not concern only the quantity of body weight loaded, but also the location and the direction of CP trajectories. Under the paretic foot, the CP was shifted further forward with shorter trajectories along the foot sagittal axis, and with larger trajectories along the lateral axis. In accordance with Geurts et al., (2005) and Haart et al., (2004) the load on the paretic leg was mainly distributed around the forefoot. The first possible explanation of this feature is the shortened length of the calf muscle at the paretic side resulting in foot equinus. To explore this feature some correlation between the level of spasticity (manually explored) and forefoot overloading were sought. Surprisingly, no relationship has been noticed. On the contrary, this paretic forward positioning of the CP_{uf} appeared to be statistically related to the weight bearing asymmetry. The fact that this forward shift of the plantar CP under the unloaded foot was also found in healthy subjects argues for this latter interpretation. We thus suggest that the primary impairment is the limited participation of the paretic leg to body stabilisation, due to an altered position sense (spatial neglect) and motor weakness. Ankle joint is principally involved in the sagittal stabilisation of quiet upright standing (Winter, 1995). Plantar CP displacements are mainly controlled along the foot longitudinal axis by principally using ankle flexor/extensor muscles (Okada and Fujiwara, 1983; Gatev et al., 1999). In the present study, we computed a lengthening ratio (LR) that gave an indication about how CP displacements were distributed along the sagittal and transversal axes of the foot. In patients, the LR measured under paretic and non-paretic supports were much different, indicating different shape of the plantar CP motions. While the LR measured under the non-paretic support was similar to that found in normals indicates an appropriate development of a foot longitudinal pattern, the foot longitudinal excursion of the paretic CP was very restricted. This pattern perturbation

on the paretic side could reflect an alteration of the selective motor command.

Relationship between postural impairment and clinical features

A few studies have investigated the possible relationship between the clinical deficits of stroke patients and their postural characteristics which was one of the objectives of the present study. We found that both spatial neglect and motor weakness were the two best predictors of balance impairment whereas spasticity did not play a crucial role.

Trivially and in agreement with the literature (Sackley, 1990; Engardt et al., 1993), we found that the degree of weight-bearing asymmetry during quiet stance co varied with motor weakness. Engardt et al. (1993) were one of the firsts to speculate that the patients may favour the non-paretic leg for safety and speed reasons thus resulting in 'disuse' of the paretic limb. The influence of spatial neglect is more complex and has been less reported. It may be interpreted by referring to the existence of distortion in the coordinates used to distribute loading over the two legs while standing. Postural control is organised on the basis of (an) internal(s) model(s) (Clement et al., 1984) which closely deals with the body scheme. Neglect may be associated with a disruption of, or failure to attend to the body scheme (Coslett, 1998). According to Rode et al., (1997) like the mid sagittal plane representation, 'the postural reference' could be shifted toward the lesion in some stroke patients, explaining the weight bearing asymmetry. On the basis of previous studies (Nogaki, 1992; Perennou et al., 1999; Perennou et al., 2002) and also on the basis of the present one, we suggest that the pronounced postural disorders of some stroke patients is a basic manifestation of spatial neglect. This manifestation referring to the bodily domain of neglect, it has been proposed to be termed as postural neglect (Perennou et al., 1999; Perennou et al., 2002).

Again, postural instability was principally conditioned by motor weakness and at a lesser extent by behavioural neglect. Our results have shown that the more asymmetric patients were also the more unstable. In accordance with a previous work in healthy subjects (Genthon and Rougier, 2005), this finding suggests a close relationship between the control of the position and that of the

stabilisation in upright stance. The weight bearing asymmetry implies a shift of the body near the limit of stability. Nevertheless, considering this shifting as the main cause of the increased postural instability appears to be wrong. Indeed, a reduced limit of stability increases the risk of falling, by limiting the CP displacements aimed at compensating for this risk. In our mind the increased involvement of the non paretic leg by its inability to control adequately the larger reaction forces in the CP_{Res} displacements explains for the most part the postural instability.

Relationship between postural impairment and gait independence

In agreement with previous literature on the subject, our study confirms that the weight-bearing asymmetry during quiet stance is indicative of walking performance (Dettmann et al., 1987; Goldie et al., 1996), although even functionally ambulant stroke patients demonstrate marked limitations in weight shifting (Turnbull et al., 1996). This shows just how crucial postural control is for walking.

CONCLUSION

This study emphasises the complexity of postural imbalance in stroke patients and confirms the key role of spatial neglect and motor weakness in their postural disorders. Two novel findings are revealed: -i) due to its inability to develop a foot longitudinal pattern, the paretic leg behaves more as a stilt than as an articulated limb. Consequently, patients are constrained to build an adaptive strategy consisting in a larger involvement of their non paretic leg. -ii) the non-paretic leg is unable to completely compensate for the paretic leg insufficiency and is consequently also involved in the overall postural instability. This may suggest the interest to take into account both lower limbs in postural rehabilitation programs following stroke.

ACKNOWLEDGMENTS

The authors want to thank the whole rehabilitation team (doctors, therapists, nurses, and secretary) of Grau du Roi (CHU Nîmes, France) for their active participation in this research and D Goodhew for correcting the text.

REFERENCES

- Ashworth B (1964) Preliminary Trial of Carisoprodol in Multiple Sclerosis. *Practitioner* 192:540-542.
- Azouvi P, Olivier S, de Montety G, Samuel C, Louis-Dreyfus A, Tesio L (2003) Behavioral assessment of unilateral neglect: study of the psychometric properties of the Catherine Bergego Scale. *Arch Phys Med Rehabil* 84:51-57.
- Benaim C, Perennou DA, Villy J, Rousseaux M, Pelissier JY (1999) Validation of a standardized assessment of postural control in stroke patients: the Postural Assessment Scale for Stroke Patients (PASS). *Stroke* 30:1862-1868.
- Bohannon RW (1989) Is the measurement of muscle strength appropriate in patients with brain lesions? A special communication. *Phys Ther* 69:225-236.
- Breniere Y (1996) Why we walk the way we do. *J Mot Behav* 28:291-298.
- Clement G, Gurfinkel VS, Lestienne F, Lipshits MI, Popov KE (1984) Adaptation of postural control to weightlessness. *Exp Brain Res* 57:61-72.
- Coslett HB (1998) Evidence for a disturbance of the body schema in neglect. *Brain Cogn* 37:527-544.
- De Haart M, Geurts AC, Huidekoper SC, Fasotti L, van Limbeek J (2004) Recovery of standing balance in postacute stroke patients: a rehabilitation cohort study. *Arch Phys Med Rehabil* 85:886-895.
- Dettmann MA, Linder MT, Sepic SB (1987) Relationships among walking performance, postural stability, and functional assessments of the hemiplegic patient. *Am J Phys Med* 66:77-90.
- Di Fabio RP, Badke MB (1991) Stance duration under sensory conflict conditions in patients with hemiplegia. *Arch Phys Med Rehabil* 72:292-295.
- Dickstein R, Nissan M, Pillar T, Scheer D (1984) Foot-ground pressure pattern of standing hemiplegic patients. Major characteristics and patterns of improvement. *Phys Ther* 64:19-23.
- Engardt M, Ribbe T, Olsson E (1993) Vertical ground reaction force feedback to enhance stroke patients' symmetrical body-weight distribution while rising/sitting down. *Scand J Rehabil Med* 25:41-48.
- Gatev P, Thomas S, Kepple T, Hallett M (1999) Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults. *J Physiol* 514:915-928.
- Gauthier L, Dehaut F, Joanette Y (1989) The Bells test; A quantitative and qualitative test for visual neglect. *International Journal of Clinical Neuropsychology* 11:49-54.
- Genthon N, Rougier P (2003) [Relative contribution of individual support in the control of undisturbed upright stance]. *ITBM-RBM* 24:238-247.
- Genthon N, Rougier P (2005) Influence of an asymmetrical body weight distribution on the control of undisturbed upright stance. *J Biomech* 38:2037-2049.
- Geurts AC, de Haart M, Van Ness I, Duysens J (2005) A review of standing balance recovery from stroke. *Gait and Posture* 22:267-281.
- Goldie PA, Matyas TA, Evans OM, Galea M, Bach TM (1996) Maximum voluntary weight-bearing by the affected and unaffected legs in standing following stroke. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 11:333-342.
- Held JP, Pierrot-Desselligny E, Bussel B, Perrigot M, Mahler M (1975) Devenir des hémiplésies vasculaires par atteinte sylvienne en fonction du côté de la lésion. *Ann Readapt Med Phys* 18:592-604.
- Lindmark B, Hamrin E (1988) Evaluation of functional capacity after stroke as a basis for active intervention. Presentation of a modified chart for motor capacity assessment and its reliability. *Scand J Rehabil Med* 20:103-109.
- Marque P, Felez A, Puel M, Demonet JF, Guiraud-Chaumeil B, Roque CF, Chollet F (1997) Impairment and recovery of left motor function in patients with right hemiplegia. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 62:77-81.
- Marsden J, Greenwood R (2005) Physiotherapy after stroke: define, divide and conquer. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 76:465-466.
- Mizrahi J, Solzi P, Ring H, Nisell R (1989) Postural stability in stroke patients: vectorial

expression of asymmetry, sway activity and relative sequence of reactive forces. *Med Biol Eng Comput* 27:181-190.

Nogaki H (1992) [A statistical analysis of factors influencing standing balance, activity of daily living and ambulation in hemiplegic patients]. *Nippon Ronen Igakkai Zasshi* 29:285-292.

Okada M, Fujiwara K (1983) Muscle activity around the ankle joint as correlated with the center of foot pressure in an upright stance. In: *Biomechanics VIII-A* (biomechanics Iso, ed), pp 209-216.

Oldfield RC (1971) The assessment and analysis of handedness: the Edinburgh inventory. *Neuropsychologia* 9:97-113.

Perennou D, Bronstein A (2005) Balance disorders and vertigo after stroke: assessment and rehabilitation. In: *Recovery after stroke* (Julien Bogousslavsky MB, Bruce Dobkin, ed), pp 320-398. Cambridge University Press.

Perennou D, Benaim C, Rouget E, Rousseaux M, Bland JM, Pelissier J (1999) [Postural balance following stroke: towards a disadvantage of the right brain-damaged hemisphere]. *Rev Neurol (Paris)* 155:281-290.

Perennou DA, Leblond C, Amblard B, Micallef JP, Rouget E, Pelissier J (2000) The polymodal sensory cortex is crucial for controlling lateral postural stability: evidence from stroke patients. *Brain Res Bull* 53:359-365.

Perennou DA, Amblard B, Laassel el M, Benaim C, Herisson C, Pelissier J (2002) Understanding the pusher behavior of some stroke patients with spatial deficits: a pilot study. *Arch Phys Med Rehabil* 83:570-575.

Rode G, Tiliket C, Boisson D (1997) Predominance of postural imbalance in left hemiparetic patients. *Scand J Rehabil Med* 29:11-16.

Sackley CM (1990) The relationship between weight bearing asymmetry after stroke, motor function and activities of daily living. *Physiotherapy Theory and Practice* 6:179-185.

Semmes J, Weinstein S, Ghent L, Teuber H (1960) *Somatosensory changes after penetrating brain wounds in man*. Cambridge: Harvard University Press.

Shumway-Cook A, Anson D, Haller S (1988) Postural sway biofeedback: its effect on reestablishing stance stability in hemiplegic patients. *Arch Phys Med Rehabil* 69:395-400.

Smith MT, Baer GD (1999) Achievement of simple mobility milestones after stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 80:442-447.

Talairach J, Tournoux P (1988) *Co-planar stereotaxic atlas of the human brain: 3-dimensional proportional system: an approach to cerebral imaging*. Thieme.

Thomas DP, Whitney RJ (1959) Postural movements during normal standing in man. *J Anat* 93:524-539.

Turnbull GI, Charteris J, Wall JC (1996) Deficiencies in standing weight shifts by ambulant hemiplegic subjects. *Arch Phys Med Rehabil* 77:356-362.

Winter DA (1995) Human balance and posture control during standing and walking. *Gait and Posture* 3:193-214.

Winter DA, Prince F, Frank JS, Powell C, Zabjek KF (1996) Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance. *J Neurophysiol* 75:2334-2343.

ANNEXE 7 :

Genthon N, Rougier P, Froger J, Pélissier J, Pérennou D.

*How to quantify the weight-bearing asymmetry by
posturography: lateral shift of the centre of pressure or
percentage of body weight on each foot ?*

Gait and Posture. (Note technique soumise).

How to quantify the weight-bearing asymmetry by posturography: lateral shift of the centre of pressure or percentage of body weight on each foot ?

Nicolas Genthon¹, Patrice Rougier¹, Dominic Perennou²

¹ : Laboratoire de Modélisation des Activités Sportives, Université de Savoie, Domaine Universitaire de Savoie-Technolac, 73 376 Le Bourget du Lac cedex, France.
Tel (33) 4 79 75 81 15 - Fax (33) 4 79 75 81 48
e-mail : nicolas.genthon@univ-savoie.fr

² : Service de Rééducation Neurologique et INSERM ERM 207 Motricité-Plasticité, Centre de Médecine Physique & Réadaptation - CHU; 23, rue Gaffarel; BP 77908 F - 21079 Dijon cedex, France.

SUMMARY

Along the frontal plane, an asymmetry of postural positioning is classically characterised through two parameters: -i) the weight bearing asymmetry on both legs –ii) the lateral deviation of the resultant centre of pressure (CP_{Res}). Depending on the studies, one or both parameters can be used to assess lateral postural asymmetry. The objective of this study is to analyse the relationship between the percentage of weight bearing asymmetry and the lateral deviation of the CP_{Res}. To this aim, 44 healthy subjects and 25 stroke patients were evaluated in upright standing during 4 trials of 32 seconds. They were installed; arms relaxed freely along the body, heels separated by 9cm, toe out at 30°, eyes open or closed. Weight bearing asymmetry and mean lateral CP_{Res} mean position were computed from the vertical reaction forces measured from a dual force platform. A closed relationship between weight bearing asymmetry and lateral deviation of the CP_{Res} was found for the complete group ($r = 0.97$), the healthy subjects ($r = 0.98$) and the stroke patients ($r = 0.95$). Weight bearing asymmetry and lateral deviation of the CP_{Res} displacements do express the same phenomena. It seems thus useless to measure these two parameters to assess the lateral positioning. Weight bearing asymmetry expressed as a percentage of body weight applied on both legs appear to be more legible than the lateral deviation of the CP_{Res}, expressed in millimetres and should be preferentially used.

KEY WORDS: upright stance, weight bearing asymmetry, centre of pressure, hip strategy, lateral stability

Many people with unilateral sensory-motor or orthopaedic deficits stand in an asymmetric way. Two methodologies may be used to investigate this postural asymmetry in the frontal plane. The first consists in measuring the lateral shift of the resultant centre of pressure (CP_{Res}). This can be done using either a simple or a dual force platform. The results are expressed in metric units (usually millimetres). The second method consists in measuring the body weight applied on both feet. This requires a dual force platform. The results are expressed in average percentage of body weight applied on each lower limb. Both methodologies have been widely used but never compared one to the other. For example both methodologies have been used in stroke patients whose spontaneous weight bearing asymmetry is one of the most dramatic postural characteristic that can be observed (for reviews see Pérennou and Bronstein, 2005 or Geurts et al., 2005) although the question of their specificity and/or complementarity has never been theoretically or clinically addressed. This was the objective of the present study.

METHODS

Subjects

Twenty five hemiparetic patients who had suffered a first hemisphere stroke (age: 55.8 ± 12.8 years, height: 170.5 ± 7.8 cm, weight: 63.8 ± 10.1 kg; mean \pm standard deviation, 16 left hemiparetics) and forty-four healthy subjects (age: 37.9 ± 15.6 years, height: 12.9 ± 7.5 cm, weight: 69.3 ± 10.9 kg), took part in the experiment. All stroke patients had undergone rehabilitation following a unique supratentorial cerebral lesion (mean interval of 109.8 ± 52.8 days) and had the ability to stand-up for forty seconds.

Experimental procedure

Postural sway was measured by two rectangular (21 * 32 cm) force platforms (PF02, Equi+, France) collaterally disposed. The subjects stood barefoot, each foot placed on one of the two platforms (heels separated by 9cm, toe out at 30°, arms relax freely along the body), eyes open for the hemiparetics and eyes closed (30 subjects) or open (14 subjects) for the healthy individuals.

Stroke patients were instructed to adopt a spontaneous stance whereas normals were instructed to stand asymmetrically in putting approximately 50-60% (30 subjects evaluated eyes closed) or 60-70% (14 subjects evaluated eyes open) of body weight on their left or right leg. Nearly, 50% of the healthy subjects had to more load their dominant leg (determined on the basis of the Edinburgh inventory, Oldfield, 1971). To guide them in the achievement of this task they were given a practice trial with a feed-back on their exact body weight repartition on both legs. If necessary, another feed-back was given between the trials to avoid any possible interaction with the postural evaluation. For every subject, a sequence corresponded to four trials of 32s (subjects had to stand up 5s before the recording) with seated rest periods between the trials (ranging to 1 to 3 minutes).

Signal processing

The reaction forces under both legs were simultaneously recorded on a computer from four vertical dynamometric load cells placed under both platforms (range of measurements 0-150 daN). The signals issued from the eight load cells were amplified and converted from analogue to digital form through a 14 bits acquisition card and then recorded with a 64 Hz frequency (without any filtering).

On the basis on the forces reaction measured under left and right feet, CP trajectories under both feet and next CP_{Res} trajectories were calculated. Left and right plantar CP trajectories were computed along mediolateral and anteroposterior axes as follows:

$$CP_{plantar} = \frac{1}{2} \times w \times \frac{(F_3 + F_4) - (F_1 + F_2)}{\sum_{i=1 \rightarrow 4} F_i}$$

ML:

$$CP_{plantar} = \frac{1}{2} \times l \times \frac{(F_1 + F_3) - (F_2 + F_4)}{\sum_{i=1 \rightarrow 4} F_i}$$

AP:

where $F(1 \rightarrow 4)$ are the vertical reactions forces measured under the four dynamometric load cells of one force platform, w and l are the width and the length of the force platform (Figure 1). The CP_{Res} trajectories were then computed along ML and

AP axes from the initial left and right CP displacements and from the body weight repartition between the supports. CPRes positions were then computed through the following relation (Winter et al., 1996):

$$CP_{Res} = CP_{lf} \times \frac{R_{lf}}{R_{lf} + R_{rf}} + CP_{rf} \times \frac{R_{rf}}{R_{lf} + R_{rf}}$$

(Equation 1)

where CP_{lf} and R_{lf} and CP_{rf} and R_{rf} are the CP coordinates and the vertical reaction forces under the left and the right feet, respectively. Thus obtained, the computed CPRes positions were strictly identical to the CP positions that would have been recorded by a single force platform.

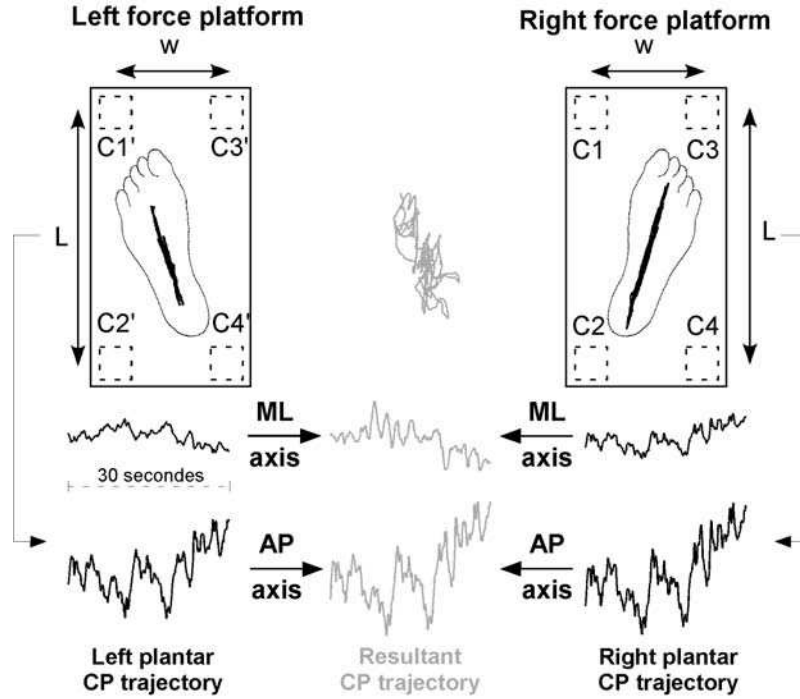


Figure 1: Representation of the instrumental device and of the synopsis of CP measurement and computing (CP characterising a healthy subject loading more his right leg: 60% of body weight). Left and right force platforms allow us to measure left and right plantar CP displacements from which CP_{Res} trajectories can be then computed. For the sake of clarity, CP trajectories, feet and force platforms are represented in different scales.

Extracted parameters

Body weight repartition on the left foot was computed as follows (the same process was used for the right one):

$$\%BW_{lf} = \frac{R_{lf}}{R_{lf} + R_{rf}} \times 100$$

where R_{lf} , R_{rf} , are the vertical reaction forces under the left and right feet, respectively and $R_{lf} + R_{rf}$ is the body weight.

The lateral CPRes mean positions were calculated with regards to a referential defined by the intersection of the line passing behind the heels and the sagittal median line between

both feet. Positive values indicate that the position is situated towards the more loaded leg.

Statistical analysis

Distribution normalities were analysed for the calculated parameters, through the Kolmogorov-Smirnov test. Possible relationships between weight bearing repartition and centre of pressure lateral deviation were analysed using non parametric Spearman correlation tests. The first level of significance was set at $p < .05$.

RESULTS

In stroke patients the percentage of body weight applied on the sound leg ranged from 50 to 97%, (mean $65 \pm 12\%$) whereas the lateral CPRes deviation toward the sound leg ranged from 1.3 to 87.4 mm (mean 27.6 ± 21.6 mm). Data distribution followed a normal law, for both indices ($d = 0.13$, $p > .05$ and $d = 0.12$, $p > .05$, respectively). These two indices were strongly and linearly correlated (regression equation $y=0.005x + 0.504$; $r=0.95$; $p < 10^{-6}$).

In controls the percentage of body weight put on the more loaded leg ranged from 50% to 75% (mean $60 \pm 7\%$) whereas the lateral CPRes deviation toward this side ranged from 0.22 to 61.7 (mean 22.5 ± 17.1 mm). Data distribution followed a normal law, for

both indices ($d = 0.07$, $p > .05$ and $d = 0.09$, $p > .05$, respectively). Again these two indices were strongly and linearly correlated (regression equation $y=0.004x + 0.506$; $r=0.97$; $p < 10^{-6}$).

Data distribution issued from the entire group also followed a normal law ($d = 0.07$, $p > .05$ and $d = 0.10$, $p > .05$, respectively). Figure 2 shows that the distributions of the two indices were similar. The strong relationships between repartition of body weight and lateral CPRes deviation observed in stroke patients and control group were also available if data issued from the entire group were considered (regression equation $y=0.005x + 0.502$; $r=0.96$; $p < 10^{-6}$, Figure 3).

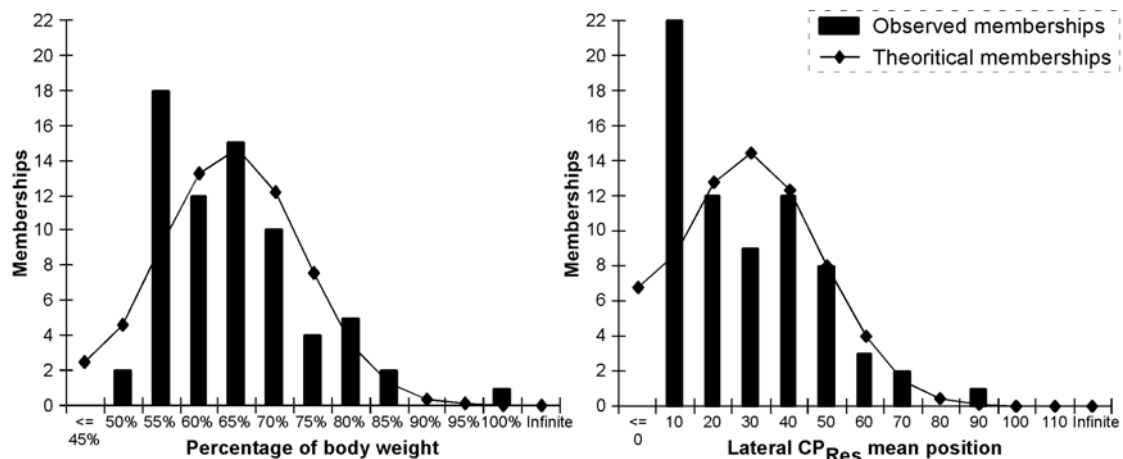


Figure 2: Observed and theoretical (normal) weight bearing asymmetry (left part) and lateral CPRes mean position distribution (right part); The data issued from the entire group are distributed on 13 class.

DISCUSSION

These results reveals that the percentage of body weight on the legs and the lateral shift of the CPRes are two indices that express quite similar postural behaviour dealing with positioning asymmetry in erect stance. As attested by the findings obtained both in healthy subjects and stroke patients, this similarity is a general finding which holds whatever the health status.

This finding may be understood from equation 1. In the frontal plane, the CPRes trajectories are controlled by both legs' plantar CP movements and by body weight percentage applied on the legs (Winter, 1995). The plantar CP positions would be principally issued from ankle inversion/eversion, whilst body weight repartition over both legs would be principally

issued from hip adduction/abduction movements (Day et al., 1993; Lekhel et al., 1994; Winter, 1995). From a biomechanical point of view, it is now assumed that the undisturbed lateral stability is controlled by a hip strategy (Day et al., 1993; Lekhel et al., 1994; Winter, 1995) and more precisely by body weight repartition on both legs (Genthon and Rougier, 2003). In a dynamic process, a very strong correlation has been previously reported in healthy subjects between body weight repartition on the supports and lateral CP trajectories ($r = 0.97 \pm 0.03$, issued from Genthon and Rougier, 2003). In accordance with these previous studies, our results suggest the crucial contribution of the hip load/unload mechanisms on the static characteristics of

lateral upright undisturbed stance. Along this lateral axis, weight bearing asymmetry explains 94% of the lateral CPRes shifting. This finding suggests that the influence of

elementary plantar mean CP positions on CPRes is very weak in static posturography (lateral axis).

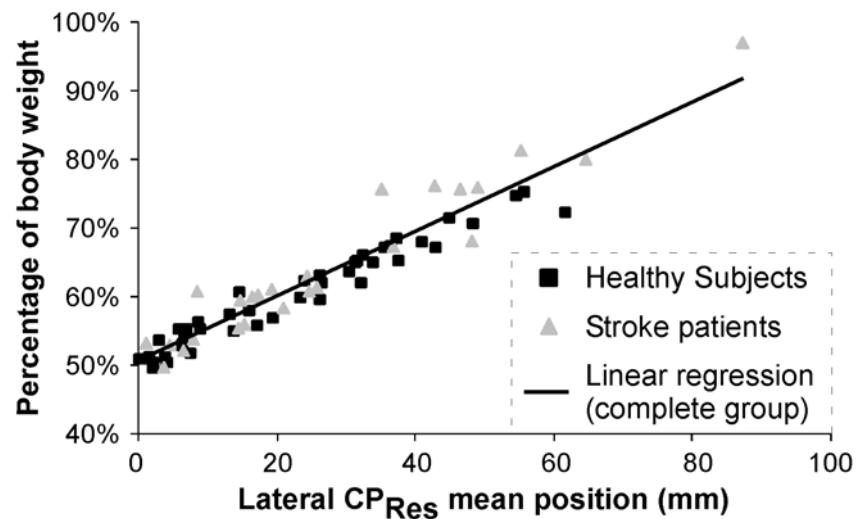


Figure 3: Weight bearing asymmetry (y axis: percentage of body weight loading on the more loaded leg) of healthy subjects (in black) and stroke patients (in grey) as a function of their lateral CP_{Res} mean position (x axis: a positive value of CP_{Res} shifting indicates that the CP is shifted towards the more loaded leg). Linear regression computed for the whole group is displayed through the charts.

What is more, it is possible to use the horizontal centre of gravity (CGh) mean position in order to characterise lateral postural orientation. As if, CPRes and CGh definition are very different and as if in a dynamic process their positions diverse, the mean positions of these two trajectories are identical (Thomas and Whitney, 1959). So, in a static condition lateral CPRes mean position, lateral CGh mean position and repartition of body weight on both legs may be indifferently used to characterise lateral postural orientation. However in addition to this theoretical view, practical consideration must be considered for clinical practice. In this perspective, to express the data in % of body weight put on each leg is much more concrete to serve as a guide for rehabilitation.

In parallel, the influences of the elementary trajectories (left and right CP and % of body weight) on the CPRes trajectories are conditioned by the feet position (Winter et al., 1996; McIlroy and Maki, 1997). For example, in a tandem stance, lateral stability is not conditioned by a hip strategy but by an ankle strategy. The strong relationships state above are available solely for a side by side stance with feet symmetrically installed (heels

separated by 9cm, toe out at 30°) and has to be investigated for the other foot positioning.

CONCLUSION

For static posturography with feet apart, the lateral shift of the centre of pressure and the percentage of body weight on each foot are two different ways to express a quite similar behaviour dealing with postural asymmetry in the frontal plane. The advantage for the % of body weight is to be much more concrete in a clinical context as in stroke rehabilitation. This gain in relevance may be easily achieved by using two separate force platforms that can also provides for interesting information about the contribution of each lower limb in the overall postural disability.

REFERENCES

- Day, BL, Steiger, MJ, Thompson, PD and Marsden, CD. Effect of vision and stance width on human body motion when standing: implications for afferent control of lateral sway. *J Physiol* 1993;469: 479-499.
- Genthon, N and Rougier, P. [Relative contribution of individual support in the

control of undisturbed upright stance]. ITBM-RBM 2003;24: 238-247.

Geurts, AC, Haart, M, Van Ness, I and Duyssens, J. A review of standing balance recovery from stroke. Gait and Posture 2005;22(3): 267-281.

Lekhel, H, Marchand, AR, Assaiante, C, Cremieux, J and Amblard, B. Cross-correlation analysis of the lateral hip strategy in unperturbed stance. Neuroreport 1994;5(10): 1293-1296.

McIlroy, WE and Maki, BE. Preferred placement of the feet during quiet stance: development of a standardized foot placement for balance testing. Clin Biomech 1997;12(1): 66-70.

Oldfield, RC. The assessment and analysis of handedness: the Edinburgh inventory. Neuropsychologia 1971;9(1): 97-113.

Perennou, D and Bronstein, A. Balance disorders and vertigo after stroke: assessment and rehabilitation. In: M. B. Julien Bogousslavsky, Bruce Dobkin, eds. Recovery after stroke. Cambridge University Press: 2005: 320-398.

Thomas, DP and Whitney, RJ. Postural movements during normal standing in man. J Anat 1959;93: 524-539.

Winter, DA. Human balance and posture control during standing and walking. Gait and Posture 1995;3 :193-214.

Winter, DA, Prince, F, Frank, JS, Powell, C and Zabjek, KF. Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance. J Neurophysiol 1996;75(6): 2334-2343.

ANNEXE 8 :

Genthon N, Rougier P, Froger J, Pélissier J, Pérennou D.

*Le contrôle postural chez l'hémiplégique : Influence
spécifique du déficit neurophysiologique.*

Annales de médecine physique et de réadaptation. (2003) ;
46 (7) : 488-489.

lités fonction de deux paramètres. Le premier correspond à la capacité de l'individu à maintenir son équilibre pendant le mouvement. Le deuxième est lié aux interventions chirurgicales subies (plaques, ...). A titre d'exemple, nous observons, une segmentation en 4 parties (3 lombaires : 69,88 % et 1 dorsale : 15,81 %) pour un des sujets paraplégiques (D11-D12), en 3 parties (2 lombaires 53,14 % et 1 dorsale 27,27 %) pour un autre sujet paraplégique (L1-L3).

Discussion-Conclusion : Cette étude montre l'intérêt d'une multi-segmentation du dos pour évaluer les zones mobiles. Ce modèle facile d'utilisation peut être un outil intéressant pour les professionnels de la rééducation.

- 1 Dauphin A, Thevenon A. Sagittal mobility of the trunk: comparison between clinical and rachimetric measurements. *Ann Read Med Phys* 2000;43:270–8.
- 2 Newsam CJ, et al. Three dimensional upper extremity motion during manual wheelchair propulsion in men with different levels of spinal cord injury. *Gait and Posture* 1999;10:223–2.

164 Utilisation des Bouclages Bio-Rétroactifs Baropodométriques (BBRB) dans la décharge du pied

V. Femery^a, P. Moretto^a, J.M. Hespel^a, G. Lensel^a, A. Thévenon^b

^a Laboratoire d'Etudes de la Motricité Humaine, FSSEP, 9 rue de l'Université, 59790 Ronchin, France ; ^b Centre de Médecine Physique et Réadaptation, Hôpital Swynghedauw, CHRU de Lille, 59037 Lille, France

Mots clés : pressions plantaires, décharge du pied, contrôle moteur, feedbacks artificiels

Introduction : Dans le cadre de la prévention des lésions du pied diabétique, un appareil de surveillance des pressions plantaires, capable de retourner, en temps réel, des signaux visuels et sonores en cas de détection d'hyperpressions est développé. Les feedbacks artificiels viennent compléter les informations extéroceptives et proprioceptives perturbées par la neuropathie sensitivo-motrice [1].

Objectif : Vérifier la faisabilité d'une décharge intentionnelle de la 1^{ère} tête métatarsienne (M1) par BBRB.

Méthode : 8 sujets sains sont équipés de capteurs de pression plantaire intégrés à des semelles individualisées, et positionnés sous le talon, le médio-pied, les têtes métatarsiennes et l'hallux. Les sujets réalisent un test de marche en condition standard et six tests en condition de décharge, permettant chacun l'enregistrement de 11 pas consécutifs. Le seuil de décharge est fixé à – 5 % du pic de pression standard (PP_{CS}) enregistré sous M1. Seul le pied droit est concerné par la décharge. Des pics de pression critique minimum (PP_{CRmin}) et maximum (PP_{CRmax}) définissent une étendue de valeurs admises autour du seuil de décharge. Le signal sonore retentit chaque fois que le pic de pression en condition de décharge (PP_{CD}) excède le PP_{CRmax}, et informe le sujet que la décharge est insuffisante. Un feedback visuel vert clignote quand le PP_{CD} se situe entre le PP_{CRmin} et le PP_{CRmax}. Dans ce cas, la décharge est optimale et le pas est considéré comme réussi.

Résultats : Cinq sujets sur 8 parviennent à modifier significativement leur patron de marche et soulager la mise en charge sous M1. Toutefois, seulement 22,5 % des pas enregistrés sont considérés comme réussis. 48,2 % des PP_{CD} sont inférieurs au PP_{CRmin} et 29,3 % des PP_{CD} sont supérieurs au PP_{CRmax}. Malgré quelques similitudes, il n'a pas été possible d'identifier une stratégie de décharge commune aux différents sujets. La décharge de M1 sous le pied droit perturbe la dynamique plantaire des deux pieds.

Discussion-Conclusion : Les résultats montrent la faisabilité d'une décharge intentionnelle et partielle du pied par BBRB mais soulignent la difficulté des sujets à maîtriser un contrôle fin et précis de cette décharge. Les sujets ont spontanément tendance à décharger M1 au-delà du seuil imposé.

- 1 Pataky, et al. *J Biomech* 2000;33:1135–8.

165 Nouvelle plate-forme de bilan et de rééducation dynamique

G. Vançon^a, M. Poirou^a, R. Boini^a, A. Tessier^a, T. Gigout^b

^a Centre de rééducation fonctionnelle Jacques Parisot, 54550 Bainville-sur-Madon, France ; ^b Soderel Médical S.A., 10 rue du coteau, Z.I. Ouest, 54180 Heillecourt, France

Mots clés : instabilité posturale, chute, bilan, rééducation, personnes âgées

Introduction : Dans la panoplie des plates-formes posturographiques permettant la prise en charge de l'instabilité posturale, l'idée est venue d'imaginer un appareil permettant d'importantes translations antéro-postérieures et latérales reproduisant un grand nombre de circonstances de chute chez la personne âgée.

Objectifs : Concevoir et mettre au point une plate-forme originale de bilan et de rééducation tant en mode statique que dynamique utilisable quelque soit l'âge.

Matériel : La position du centre de pression est analysée par 3 jauges de contrainte verticales, et les forces d'oscillation par un capteur horizontal. La motorisation donne un déplacement de 45 cm au maximum avec des vitesses et des accélérations programmables ou aléatoires. Le logiciel permet le travail en biofeedback visuel ou sonore.

Les données posturographiques statiques ou dynamiques sont traitées par informatique.

Méthode : Les programmes de rééducation utilisent le biofeedback visuel et/ou auditif, en statique ou en dynamique. Ils permettent également la recherche de nouvelles stratégies de rééquilibration lors des mouvements programmés ou aléatoires mettant en jeu les récepteurs proprioceptifs et, à un moindre degré, vestibulaires et oculaires.

Résultats : Les contrôles de reproductibilité, de sensibilité ont été réalisés avec des charges fixes et des populations témoins.

L'adaptabilité des patients présentant une instabilité posturale et des pathologies traumatologiques, neurologiques et rhumatologiques est excellente.

L'exploitation des résultats reste difficile vu le faible nombre et l'hétérogénéité de la population. Ils semblent encourageants tant sur l'équilibre dynamique que sur les données posturo-graphiques.

Discussion-Conclusion : Un travail multicentrique est nécessaire afin de valider cette plate-forme et d'analyser les résultats ; il va être débuté prochainement.

- 1 Perennou D, Amblard B. La posture et l'équilibre. *J Réadapt Med* 2001 ; 21 n° 1, pp 19–29.
- 2 Berger L, Entenich A, Rougier P, Buisson G. Spécificités posturales chez les sujets âgés chuteurs et non –chuteurs. *La revue de gériatrie* 2002 ; 27 n°9, pp 703–10.

166 Contribution relative des deux appuis dans le contrôle de la station érigée chez l'hémiplégique

N. Genthon^a, P. Rougier^a, J. Frojet^b, D. Pérennou^b, J. Péliissier^b

^a Laboratoire de modélisation des activités sportives, Université de Savoie, Domaine universitaire de Savoie-Technolac, 73376 Le Bourget du Lac ; ^b Unité de rééducation neurologique, CHU Montpellier-Nîmes, Centre Hélio-Marin, 30240 Le Grau du Roi

Mots clés : hémiplégie, appuis plantaires, centres de pression, contrôle postural

Introduction : Suite à un accident vasculaire cérébral, il est établi que les patients hémiplégiques se caractérisent par des déficits posturaux importants [1].

Objectifs : 1) Analyser les stratégies de contrôle de l'équilibre utilisées par les patients hémiplégiques pour maintenir leur équilibre debout. 2) Présenter une méthode d'analyse de la station érigée qui prenne en compte la contribution spécifique de chaque membre inférieur pour le contrôle de l'équilibre debout.

Méthodes : Des patients hémiplégiques et des sujets sains appariés en âge ont été évalués dans une position érigée « confortable » et naturelle sur un système composé de deux plates-formes de force. Les mouvements des centres de pression (CP), enregistrés sous les deux appuis ont permis de calculer ceux du CP résultant (CPr), ces derniers étant ensuite décomposés en deux mouvements élémentaires : le centre de gravité (CG) et la différence CPr – CG (raideur neuromusculaire destinées à contrôler le CG).

Résultat : Les hémiplégiques appuient en moyenne 65 % du poids de corps sur le membre inférieur non-parétique. L'appui sous le membre

parétique se fait beaucoup plus en avant et sur l'extérieur du pied par rapport au côté sain. Les mouvements du CP de l'appui parétique ont une amplitude inférieure de moitié et sont désynchronisés par rapport à ceux de l'appui sain. Cette dégradation du contrôle de l'appui parétique entraîne une augmentation significative, par rapport aux sujets sains, des mouvements du CPr dans les directions médio-latérale et antéro-postérieure. Ces mouvements plus importants se traduisent, chez les patients hémiplegiques, par des amplitudes des mouvements du CG et de la différence CPr-CG supérieures à celles des sujets sains dans les deux directions.

Discussion-Conclusion : Suite à une lésion centrale, on observe que contrairement aux sujets sains, le contrôle des appuis de l'hémiplegique n'est pas simultané et identique. Comparativement à l'appui sain, les forces appliquées sous le membre inférieur parétique ainsi que leurs amplitudes de déplacement sont plus faibles. Etant donné, qu'il masque les différences de fonctionnement entre les deux appuis, l'utilisation d'un système global d'analyse de l'équilibre prenant en compte le CPr apparaît donc insuffisant pour comprendre les stratégies posturales employées par l'hémiplegique.

1 Pérennou D, Pélissier J, Amblard B. La posture et le contrôle postural du patient cérébrolésé vasculaire : une revue de la littérature. *Ann Réadapt Med Phys* 1996;39:497–513.

167 Etude de la reproductibilité des appuis plantaires et de leur corrélation avec la vitesse de marche chez les sujets sains et hémiplegiques

D. Lamotte, P. Thoumie

Service de Médecine Physique et de Réadaptation Neuro-orthopédique, Hôpital Rothschild, 33 Bd de picpus, 75012 Paris

Mots clés : pressions plantaires, hémiplegie, marche

Introduction : L'hémiplegie se caractérise par une modification des paramètres temporo-spatiaux de la marche. Lors des traitements proposés

aux patients notamment dans la spasticité ces paramètres n'expliquent pas à eux seuls l'absence ou la réussite des traitements. Nous nous sommes donc intéressés aux appuis plantaires.

Objectifs : Les objectifs ont été d'une part d'évaluer la reproductibilité du système F-scan chez les sujets sains et hémiplegiques, d'autre part d'étudier leur corrélation à la vitesse de marche.

Méthodes : 11 sujets sains et de 7 sujets hémiplegiques ont été inclus. Pour chacun des sujets ont été mesurés simultanément les paramètres temporo-spatiaux de la marche par locomètre et les appuis plantaires par le système F-scan ©. 4 cycles de marche ont été étudiés à 2 jours d'intervalle avec une marche à vitesse normale, rapide, lente et contrôle. Les pics de pressions ont été mesurés sous le talon, sous le médiotarse, sous le 5° et sous le 1° métatarsien.

Résultats : Les hémiplegiques étaient peu spastiques sur le triceps et quadriceps et avaient une bonne récupération neurologique. 3 patients avaient des troubles sensitifs.

Pour les sujets sains il existe une bonne reproductibilité pour le pic de pression du talon ($r = 0,6$), alors que pour les sujets hémiplegiques la reproductibilité est excellente pour le talon ($r = 0,74$) et bonne pour le premier métatarsien ($r = 0,6$) et le médiotarse ($r = 0,6$). Le 5° métatarsien n'a pas une bonne reproductibilité. Il existe une corrélation entre vitesse de marche et pression plantaire pour les sujets sains ($p = 0,6$) mais pas pour les hémiplegiques. Il y a diminution significative des pressions du talon et du médiotarse du côté hémiplegiques par rapport aux sujets sains à vitesse égale

Discussion-Conclusion : Il existe une grande variabilité des pressions chez les sujets sains par rapport aux hémiplegiques. La réduction des pics de pressions chez l'hémiplegique est expliquée par la perte de déroulé du pas. L'absence de corrélation entre vitesse de marche et pressions chez l'hémiplegique est en rapport avec un probable effet seuil. La mesure des pressions par F-scan est un outil d'évaluation intéressant en pratique courante.

1 Zhu H, Wertsch JJ, Harris GF, Alba HM. Walking cadence effect on plantar pressures. *Arch Phys Med Rehabil* November 1995;76:1000–5.

ANNEXE 9 :

Genthon N, Rougier P, Decavel P, Pérennou D.

*Contrôle postural et hémiplégie : un contrôle
désynchronisé des appuis plantaires.*

Annales de médecine physique et de réadaptation.
(2005) ; 48 (7) : 437-438.

30 Mise en évidence de paramètres podobarométriques caractéristiques de la marche de l'hémiplégique

G. Robain, Mme Renard-Daniel, M. Chenneville, G. Laurent, J.B. Piera., F. Valentini

Mots clés : hémiplégie, marche, podobarométrie

Introduction : À ce jour, il y a peu de publications concernant l'analyse podobarométrique de la marche de l'hémiplégique.

Objectif : Notre étude cherche à mettre en évidence et à quantifier les paramètres podobarométriques caractéristiques de la marche de l'hémiplégique.

Méthode : Vingt patients hémiplégiques vasculaires (12 gauches et huit droits ; âge moyen 50 ans, extrêmes 25–67 ans) stabilisés sur le plan neurologique et fonctionnel ont bénéficié d'une analyse podobarométrique par semelles embarquées à multicapteurs (système F-Scan [1–2]). Tous étaient autonomes sur le plan de la marche (échelle FAC comprise entre 3 et 5). Les analyses ont été réalisées sans orthèse de marche. Neuf sujets sains constituaient le groupe témoin. La distance parcourue était de 10 m (cinq à huit cycles de marche). Dans cette étude, seuls les déplacements et la position du centre de force ont été analysés : déplacement sagittal, variation latérale des trajectoires et distance entre la limite postérieure d'appui du talon et l'extrémité la plus postérieure des trajectoires du centre de force. Nous avons comparé ces paramètres pied hémiplégique vs pied sain et pied droit vs pied gauche.

Résultats : Des différences significatives pied hémiplégique vs pied sain ont été retrouvées pour le déplacement sagittal : $12,2 \pm 4,6$ vs $15,8 \pm 1,8$ cm ($p = 0,002$), ainsi que pour la distance entre la limite postérieure d'appui du talon et le point de départ du centre de force : $7,0 \pm 3,3$ vs $4,7 \pm 1,1$ cm ($p = 0,005$). Ces résultats s'interprètent comme une diminution du déroulement du pied et un défaut d'attaque du pied au sol par le talon du côté hémiplégique. Aucune différence significative n'a été retrouvée chez le sujet sain.

Conclusion : L'utilisation du F-Scan permet de mettre en évidence un paramètre podobarométrique pertinent pour l'analyse de la marche de l'hémiplégique : le déplacement du centre de force. L'inclusion d'un plus grand nombre de patients devrait permettre de rechercher si ce paramètre varie avec la latéralité de l'hémiplégie et de définir d'autres paramètres spécifiques de la marche du patient hémiplégique.

Références

- [1] Gait Posture. 1999 ; 10(3) : 248–254.
- [2] Ergonomics. 1999 ; 42(7) : 997–1010.

31 Analyse chronométrique, cinétique et cinématique de l'initiation de la marche du sujet hémiplégique

L. Bensoussan¹, S. Mesure², J.M. Viton¹, A. Delarque¹

¹Fédération de médecine physique et de réadaptation, CHU de la Timone, Marseille, France ; ²CNRS, Marseille, France

Mots clés : cinétique, cinématique, initiation de la marche, hémiplégie

Objectif : Mettre en évidence les stratégies d'adaptation posturocinétique lors de l'initiation de la marche du sujet hémiplégique porteur d'un pied varus équin spastique.

Matériel et méthodes : Évaluation chronométrique, cinétique et cinématique de l'initiation de la marche chez trois sujets hémiplégiques et trois sujets témoins appariés en sexe, âge, poids et taille. Nous avons réalisé une analyse cinétique, avec deux plates-formes de force AMTI® et cinématique, avec un système optoélectronique ELITE®.

Résultats : L'analyse chronométrique de l'initiation de la marche a mis en évidence une durée de phase posturale augmentée et une durée de phase monopodale diminuée lorsque le membre inférieur d'appui est le membre inférieur hémiplégique. La répartition du poids du corps sur les membres inférieurs est asymétrique avec un appui prédominant sur le membre inférieur sain en phase posturale. L'analyse cinétique retrouve une rétroimpulsion longitudinale côté hémiplégique durant la phase posturale. L'analyse cinématique retrouve un secteur de mobilité dans le plan sagittal de la cheville augmenté côté hémiplégique.

Conclusion : Cette étude a permis de mettre en évidence des stratégies adaptatives du contrôle de la posture et du mouvement chez les sujets hémiplégiques. Plusieurs éléments chronométriques, cinétique et cinématique sont modifiés. L'analyse cinématique de l'initiation de la marche chez le sujet hémiplégique n'avait pas été rapportée dans la littérature auparavant.

Références

- [1] Brunt D, Vander Linden DW, Behrman AL (1995). The relation between limb loading and control parameters of gait initiation in persons with stroke. Arch. Phys. Med. Rehabil. 76 : 627–34.
- [2] Hesse S, Reiter F, Jhanke M, Dawson M (1997). Asymmetry of gait initiation in hemiparetic stroke subjects. Arch. Phys. Med. Rehabil. 78 : 719–24.

32 Contrôle postural et hémiplégie : un contrôle désynchronisé des appuis plantaires

N. Genthon¹, P. Rougier¹, P. Decavel², D. Pérennou²

¹Département STAPS, université de Savoie, 73376 Le Bourget-du-lac, France ; ²Service de rééducation neurologique, centre de médecine physique et de réadaptation, CHU de Dijon, 21079 Dijon, France

Mots clés : hémiplégie, contrôle postural, centre de pression, coordination

Introduction : Pour maintenir leur équilibre, les sujets sains investissent simultanément leurs deux appuis. Les mouvements des centres de pression (CP) plantaires sont synchronisés dans le plan sagittal (Genthon et Rougier, 2003). Ce contrôle particulier permet de créer des mouvements du CP résultant réduits, induisant une augmentation de la performance posturale.

Objectifs : Tester la préservation ou l'altération de la synchronisation des mouvements des CP plantaires après AVC.

Méthodes : Les sujets sains et des patients victimes d'un premier AVC ont été évalués debout ($4 \frac{1}{4}$ 32s) avec chaque pied sur une plate-forme de force, enregistrant les mouvements des CP plantaires droit et gauche et permettant le calcul du CP résultant. Du fait de l'effet de l'asymétrie de répartition du poids corporel sur les appuis sur le contrôle postural (Genthon et Rougier, 2005), les sujets et patients ont été évalués avec la même répartition de poids (35/65 %). Les fonctions d'intercorrélations ont été calculées entre les mouvements des CP plantaires droits et gauches.

Résultat : Dans le plan sagittal, les CP plantaires des sujets sains sont très coordonnés et relativement synchrones. Chez les patients, la corrélation entre les mouvements des CP plantaires gauches et droits est fortement dégradée, et souvent associée à un retard significatif du membre parétique sur le membre non parétique (décalage temporel compris entre 100 et 500 millisecondes). Les mouvements antéropostérieur du CP résultant sont largement augmentés.

Discussion et conclusion : La coordination des oscillations posturales des membres inférieurs est altérée chez les hémiparétiques, avec une désynchronisation des mouvements des CP.

Référence

- [1] Genthon N, Rougier P. Analyse biomécanique de la contribution relative de chacun des appuis dans le contrôle de la station debout non perturbée. *ITBM-RBM* 2003 ; 24 : 238–247.

33 Contrôle postural et double tâche chez le sujet hémiplégique

Bensoussan L., Trappier T., Milhe V., Viton J.M., Delarque A

Fédération de médecine physique et de réadaptation, CHU de la Timone, Marseille, France

Mots clés : posture, double tâche, hémiplégique

Introduction : Le contrôle postural est altéré chez le sujet hémiplégique. Le rôle des facteurs cognitifs dans le contrôle postural debout et à la marche a déjà été mis en évidence dans la littérature dans différentes populations. On ne retrouve pas d'étude dans la littérature sur le contrôle postural chez le sujet hémiplégique en station debout lors de la réalisation d'une double tâche.

Objectif : Mettre en évidence une modification du contrôle postural lors de la réalisation d'une tâche attentionnelle chez des sujets hémiplégiques.

Matériel et méthode : Nous avons évalué la posture à l'aide d'une plateforme de force de type AMTI. L'enregistrement posturographique a été réalisé en position debout yeux ouverts, yeux fermés et lors de la réalisation d'une double tâche. La double tâche utilisée était le calcul mental (compte à rebours à partir de 50). La répartition d'appui a aussi été étudiée.

Résultats : La population était composée de sujets hémiplégiques et de sujets sains contrôles. La surface et la longueur de déplacement du centre de pression lors de l'enregistrement posturographique sont augmentées lorsque le sujet hémiplégique réalise la double tâche par rapport à l'enregistrement yeux ouverts. Chez les sujets sains, on ne retrouve pas cette modification lors de la réalisation de cette double tâche.

Conclusion : La réalisation d'une double tâche chez le sujet hémiplégique modifie le contrôle postural. L'attention joue un rôle dans le contrôle postural comme cela a déjà été montré pour la marche chez l'hémiplégique.

Références

- [1] DA Perennou, B Amblard, C Leblond, J Pelissier. Postural vertical in humans with hemispheric cerebral lesions. *Neurosci. Lett.* 1998 Aug 14 ; 252(2) : 75–8.
- [2] Woollacott M, Shumway-Cook A. Attention and the control of posture and gait: a review of an emerging area of research. *Gait Posture*. 2002 Aug ; 16(1) : 1–14 Review.

34 Évaluation par accéléromètre des stratégies de compensation à la marche dans un cas de neuropathie ataxiante

C. Jacq, M. Vinti, M. Faucher, A. Jellad, P Thoumie

Service de médecine physique et de réadaptation, hôpital Rothschild, 33, boulevard de Picpus, 75571 Paris cedex 12, France

Mots clés : neuropathie, ataxie, marche, accéléromètre

Introduction : Les patients atteints de neuropathie périphérique présentent des troubles de l'équilibre en rapport avec le déficit moteur ou les troubles

proprioceptifs qui les conduisent à adopter des stratégies de compensation.

Objectifs : Comprendre quels sont les mécanismes de compensation du déficit proprioceptif mis en jeu au cours de la marche afin de proposer une rééducation adaptée.

Méthode : Nous rapportons l'observation d'une patiente de 59 ans souffrant d'une polyneuropathie chronique ataxiante. La variabilité de la durée du pas a été mesurée à l'aide d'un accéléromètre triaxial (Minimod #61666). Les enregistrements ont été effectués à vitesse spontanée, lente et rapide, sans et avec tâche cognitive (comptage) puis en réduisant le champ visuel (vision inférieure ou latérale masquée).

Résultats : La variabilité est significativement augmentée à vitesse lente et lorsque la vision inférieure est masquée. Vitesse élevée, tâche cognitive et vision latérale réduite n'ont pas d'effet significatif.

Discussion : L'augmentation de la variabilité des paramètres spatiotemporels de la marche est classiquement associée au risque de chute [1]. La dépendance visuelle des patients souffrant d'un déficit proprioceptif est connue en conditions statiques (signe de Romberg). Chez notre patiente, la vision du sol est plus utilisée que celle du défilement latéral lors de la marche. Par ailleurs, la variabilité augmente à vitesse basse et non à vitesse élevée. La vitesse spontanément rapide utilisée par la patiente peut correspondre à une moindre demande attentionnelle comme l'ont rapporté d'autres auteurs lors d'atteintes vestibulaires [2].

Conclusion : La comparaison de différentes situations (tâches cognitives, déprivation sensorielle) permet d'évaluer leur rôle déstabilisant sur la marche et de proposer une rééducation des troubles proprioceptifs à partir des situations les plus perturbées. Cette observation souligne l'intérêt de l'utilisation d'un dispositif tel que l'accéléromètre pour caractériser ces situations en ambulatoire, dépister les patients à risque de chute et en suivre la rééducation.

Références

- [1] Hausdorff, JM, et al. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 1997. 78(3) : 278–83.
- [2] Brandt T, *Current Opinion in Neurology* 2000. 13 : 3–5.

35 Analyse de la marche de l'hémiplégique par une méthode accélérométrique (Locometrix®)

C. Roth, M. Genty, S. Ferchichi, E. Vitaux, A Gelhaye

Service de neurorééducation, clinique Valmont, 1823 Glion-sur-Montreux, Suisse

Mots clés : hémiplégie, marche, accéléromètre

Introduction : Les accéléromètres donnent une information sur la dynamique globale de la marche en mesurant les variations instantanées de la vitesse. Le système Locometrix® enregistre l'accélération dans les trois axes de l'espace (CC craniocaudal, AP antéropostérieur et ML médiolatéral) à partir d'un boîtier placé en région lombaire près du centre de gravité [1].

Objectifs : montrer la faisabilité et l'intérêt de l'analyse accélérométrique dans les troubles de la marche de l'hémiplégique [2].

Méthodes : Dix patients (six hommes et quatre femmes, 65,4 ans) présentant une hémiplégie de sévérité variable (7HD/3HG), capables de marcher 40 m sans aide technique ont bénéficié d'un enregistrement Locometrix®. Les paramètres mesurés au cours d'une marche à vitesse confortable sont : vitesse (V), cadence (F), longueur des foulées (L), symétrie des pas (S), régularité (R), activité et déplacement moyen dans les trois axes. L'évaluation clinique précise l'index moteur de Demeurisse (IM) et le sous-score moteur de la MIF.

Résultats : Paramètres accélérométriques : V = 0,92 m/seconde ($\pm 0,18$), F = 0,90 cycles/seconde ($\pm 0,08$), L = 1,02 m ($\pm 0,21$), S = 205 ($\pm 49,34$), R = 217 ($\pm 59,46$). La régularité est notablement perturbée lorsque l'atteinte clinique est importante. L'activité et le déplacement sont surtout

ANNEXE 10 :

Genthon N, Rougier P, Froger J, Pélissier J, Pérennou D.
Contribution of both supports in upright stance control following stroke.

Genthon N, Rougier P, Froger J, Decavel P, Pérennou D.
Upright stance control in hemiparetics: are the two legs independent?

Gait and posture. (2005); 21(1) : S107.

17.6 Upright stance control in hemiparetics: are the two legs independent?

N. Genthon, P. Rougier, J. Froger, P. Decavel, D.A. Pérennou.
Laboratoire de Modélisation des Activités Sportives, Université de Savoie, France

Introduction: To maintain upright undisturbed stance, healthy subjects involve simultaneously and identically their two supports [1]. Upright undisturbed stance of hemiparetics is classically characterised by an asymmetry of body weight distribution on the supports [2]. The aim of this study was to analyse the spatial and temporal relationships between forces pattern under each support.

Methods: Hemiparetics and healthy individuals were evaluated with a double force platform system (PF02, Equi+), through which plantar centre of pressure (CP) were measured. Synchronisation between the supports was explored through a cross-correlation analysis.

Results: In hemiparetics, correlation between plantar CP motions was largely reduced, for both medial-lateral and anterior-posterior axes. In addition, times lags between plantar CP motions were also observed for few patients, the sound CP moving earlier than the paretic one.

Discussion/conclusion: Stroke induces a miss-synchronisation of the supports, which could be one solution for these patients to stand still. On the other hand, this functioning could be viewed as less efficient. Due to both spatial and temporal lags, supports muscular actions could be dissociated, such as the effects of one support counteract those of the other one.

References

- [1] Genthon N, Rougier P. Relative contribution of individual support in the control of undisturbed upright stance. *ITBM-RBM* 2003; 24: 238–247. In French.
- [2] Shumway-Cook A, Anson D, Haller S. Postural sway biofeedback: its effect on reestablishing stance stability in hemiplegic patients. *Arch Phys Med Rehabil* 1988; 69: 395–400.

17.7 Contribution of both supports in upright stance control following stroke

N. Genthon, P. Rougier, J. Froger, J. Pélissier, D.A. Pérennou.
Laboratoire de Modélisation des Activités Sportives, Université de Savoie, France

Introduction: To maintain upright undisturbed stance, healthy subjects involve identically their two supports. Both plantar centres of pressure (CP) displacements being reduced, the resultant CP (CP_{Res}) dispersion can be then reduced. Upright undisturbed stance of hemiparetics is classically characterised by an asymmetry of body weight distribution on the supports and a dispersion of resultant CP positions [1]. The aim of this study is to understand the CP_{Res} dispersion by analysing separately the reaction forces pattern under each support.

Methods: 16 hemiparetics (ictus: 101.0 ± 49.7 days, lesion location: 9 left; 7 right) and 14 healthy individuals were evaluated with a double force platform system (PF02, Equi+), through which plantar CP were measured and from that resultant CP trajectories were calculated.

Results: Hemiparetics were characterised by an asymmetrical behaviour, their sound support was more loaded, and the paretic plantar CP shifted more forward and outside the foot than the sound one. The pattern of the paretic CP motions was perturbed since some reduced magnitudes are observed and some displacements may occur perpendicularly to the foot axis. Both motor and sensorial deficiencies seem to condition these behaviours.

Discussion and conclusion: Stroke induces a quantitative and qualitative dysfunctioning of the paretic support and constrains the hemiplegic patients to adopt a particular strategy, involving predominantly their sound support.

References

- [1] Shumway-Cook A, Anson D, Haller S. Postural sway biofeedback: its effect on reestablishing stance stability in hemiplegic patients. *Arch Phys Med Rehabil* 1988; 69: 395–400.

17.8 Selected posturographic force-platform parameters can predict gait dependency in the postacute phase of stroke

A.C.H. Geurts, M. de Haart, J.E.J. Duysens. *University Medical Centre St. Radboud and St. Maartenskliniek Research, Nijmegen, The Netherlands*

Introduction: Force-platform posturography can explain on average 50% of the variance of several functional balance measures and spatiotemporal gait characteristics in stroke. [1] However, its predictive value with regard to gait dependency is unknown. This study investigated whether selected force-platform parameters can predict gait dependency in the postacute phase of stroke.

Methods: Thirty-seven inpatients (mean age 61.6 yrs) with a first supratentorial stroke were assessed at 5 times during 12 weeks rehabilitation. Center of pressure (CoP) fluctuations were registered in quiet stance with eyes opened and closed, and while making voluntary lateral weight shifts guided by visual CoP feedback. Gait dependency was assessed by a physiotherapist using the Functional Ambulation Categories (FAC).

Results: Across all assessments, lateral postural instability showed the strongest correlation with FAC ($r_s \approx 0.5$). Its positive predictive value (PPV) with eyes open (when RMS of CoP velocities > 13.8 mm/s) with regard to gait dependency (FAC < 4) was 85% (95% CI 75–92%), which coincided with a negative predictive value of 57% (95% CI 45–68%). This PPV could be improved to 97% (95% CI 91–99%) by considering gait ‘dependent’ when FAC < 5 . The PPV of the average lateral CoP displacement per weight shift (as a measure of ‘imprecision’) with regard to predicting FAC < 5 was 94% (95% CI 85–98%).

Conclusion: Abnormal posturographic results can add to the objectivity of assessing gait dependency in the postacute phase of stroke.

References

- [1] Geurts AC, de Haart M, van Nes IJ, Duysens J. A review of standing balance recovery from stroke. *Gait & Posture*, in press.

17.9 Influence of optic flow on speed and heading control of locomotion following stroke

A. Lamontagne¹, J. Fung¹, C. Paquette¹, B.J. McFadyen², J. Faubert³. ¹*School of P&OT, McGill University and Jewish Rehab Hospital Research Center (CRIR), Canada;* ²*Dept of Rehabilitation, Laval University, and Rehab Institute of Quebec (CIRIS), Canada;* ³*School of Optometry, University of Montreal, Canada*

Introduction: Persons with stroke may present with altered discrimination of optic flow characteristics. We hypothesize that altered visuospatial perception will impact on the control of speed and heading during walking.

Methods: Patients with stroke and healthy controls were evaluated while walking and watching visual scenes in a helmet-mounted-display. In the speed experiment, subjects were instructed to walk through a virtual hallway of 10 m on a self-paced treadmill at their comfortable pace (control trials). During the speed trials, expanding optic flows ranging from 0.25 to 1.75 of the initial comfortable speed were randomly presented. Subjects were instructed to walk the same distance within the same time. In the heading experiment, subjects walked overground while viewing expanding optic flows with different focus of expansion (FOE) located at neutral, 20° or 40° to the right or left.

Results: In patients and controls, there was a negative linear relationship between optic flow and gait speeds ($R^2 = 0.77$ – 0.95). As